

**Міністерство освіти і науки, молоді та спорту України
Національний технічний університет України
“Київський політехнічний інститут”**

Променева техніка

Методичні вказівки
до виконання лабораторних робіт
для студентів напряму підготовки
6.051003 «Приладобудування»,
спеціальності 6.090900
«Медичні прилади і системи»

Рекомендовано Методичною радою НТУУ «КПІ»

**Київ
НТУУ «КПІ»
2011**

Променева техніка[Текст]: метод. вказівки до викон. лаборатор. робіт для студ. напряму підготовки 6.051003 «Приладобудування» спец. 6.090900– «Медичні прилади і системи» /Уклад.: М.Ф.Терещенко - К.: НТУУ «КПІ», 2011 .- 160 с.

*Гриф надано Методичною радою НТУУ «КПІ»
(Протокол № 9 від 19.05.2011р.)*

Навчальне видання

Променева техніка

Методичні вказівки

до виконання лабораторних робіт
для студентів напряму підготовки
6.051003 «Приладобудування»,
спеціальності 6.090900
«Медичні прилади і системи»

Укладач: **Терещенко Микола Федорович**, канд. техн. наук, доцент.

Відповідальний

редактор В. О. Румбешта, д-р.техн.наук., проф.

Рецензент: М. Д. Гераїмчук, д-р.техн.наук., проф.

За редакцією укладача

Надруковано з оригінал-макета замовника

Темплан 2011 р., поз. 2-076

Підп. до друку 07.06.2011. Формат 60х84¹/₁₆. Папір офс. Гарнітура – Times.

Спосіб друку – ризографія. Ум. друк. арк. 9,30. Обл.-вид.арк. 15,46.

наклад 50 пр. Зам. 11-205. _ Лабораторія офсетного друку НТТУ «КПІ»

НТУУ «КПІ» ВПІ ВПК «Політехніка»
Свідоцтво ДК № 1665 від 28.01.2004 р.
03056, Київ, вул. Політехнічна, 14, корп. 15
тел./факс(044)406-81-78

З М І С Т

Вступ.....	4
 1. Лабораторна робота 1	
Принципи побудови, функціональні та принципальні схеми апарата рентгенівського діагностичного переносного «Арман-1» (8ЛЗ-Ф)	6
 2. Лабораторна робота 2	
Принципи побудови та робота джерел рентгенівського випромінювання: рентгенівської трубки, моноблоку, випромінювача. Регламент наладки та обслуговування.....	37
 3. Лабораторна робота 3	
Принципи побудови, структурні схеми джерел живлення, керування та експозиції РДА. Розрахунок параметрів головного ланцюга апарату.....	60
 4. Лабораторна робота 4	
Дослідження параметрів радіаційної обстановки: розрахунок послаблення бета- та гама-випромінювання. Радіометр «Припять». Порядок вимірювання та визначення доз опромінення. Регламент наладки та обслуговування.....	74
 5. Лабораторна робота 5	
Фотографічні приймачі зображення . Дослідження характеристик засобів проявки, підсилюючих екранів, касет та рентгенівських плівок	110
 Розрахунково-графічна робота.....	153
 Література.....	159

Вступ

Дисципліна « Променева техніка» продовжує спеціальну професійну підготовку фахівців по розумінню методів та засобів променевої діагностики та терапії, принципів побудови приладів , систем та пристроїв, які використовуються для рентгенологічних досліджень , терапії та візуалізації органів та тканин живого організму людини , лікуванню онкологічних захворювань , розробки, виробництва , використання , обслуговування та ремонту медичних приладів в лікувальній практиці.

Даний курс базується на знаннях, що студенти одержали при вивченні професійно-спрямованих та спеціальних дисциплін „Біофізика”, „ Оптичні медичні прилади”, „Електроніка”, „Додаткового курсу фізики”, „Фізіотерапевтична апаратура”, „Основи анатомії та фізіології людини”, „Інформатика” та інших.

Викладання курсу “ Променева техніка ” забезпечує підготовку бакалаврів з приладобудування в області практичного використання медико-діагностичних та терапевтичних приладів, як при їх проектуванні, розробці, виготовленні так і роботі з ними в умовах діагностичних центрів.

В результаті вивчення цієї дисципліни студент повинен знати:

- рентгенівські промені, їх основні параметри, фізичні процеси їх виникнення та вплив на органи та тканини живого організму при їх візуалізації та терапії;
 - параметри та характеристики взаємодії біофізичних полів та іонізуючого випромінювання;
 - принципи формування рентгенівського випромінювання та зображення, реєстрація та вимірювання його параметрів;
 - фізичні методи та засоби променевої діагностики та терапії біосистем;
 - методи і принципи побудови електронних засобів візуалізації променевих зображень, фотографічні приймачі зображення, комп'ютерні технології в діагностичних приладах та інформаційно-вимірювальних системах , детектори для рентгенодіагностики, реєстрація, обробка , зберігання та відображення параметрів на рентгенограмі;
 - вплив іонізуючих факторів при діагностиці та лікуванні;
 - прилади і системи рентгенівських діагностичних апаратів ;
 - вибір режимів променевих досліджень , вимірювання їх параметрів .
- Контроль експлуатаційних параметрів променевої техніки;
- санітарно-гігієнічні вимоги та нормативи в променевих дослідженнях;
 - джерела живлення, випромінювачі, моноблоки, підсилювачі, екрани, штативи, проявочні комплекси і принтери , сканери та датчики;
 - прилади променевої терапії;
 - експлуатація , монтаж, обслуговування та ремонт апаратів та пристроїв;
 - метрологічне забезпечення та радіаційна безпека медичних приладів.

На основі отриманих знань студент повинен уміти:

- на практиці визначити параметри променевого випромінювання, формування променя та зображення на різних технічних засобах;

- вибрати, визначити та обрахувати параметри рентгенівського випромінювання та їх спектрів;
- обчислити параметри випромінювання та зображення на плівці та екранах;
- виконувати розрахунки параметрів проходження багатошарових тканин променем та вибрати необхідні параметри трубки, моноблоку та інших випромінювачів та їх електричних компонент;
- вичислити дозове навантаження тканин організму, фізичну дію на біологічні об'єкти променевих сигналів різної інтенсивності та частоти ;
- виконати розрахунки параметрів випромінювачів та приймачів;
- застосовувати обчислення мір захисту при проходженні променя;

Варто відмітити, що за своїм змістом курс із променевої техніки вирізняється тим, що у ньому поєднуються викладення матеріалу по променевих методах і технічних засобах діагностики та терапії з новітніми відомостями про досягнення медичної техніки, що динамічно розвиваються. Це дозволяє формувати у майбутнього фахівця сучасний науковий світогляд і дає можливість втілення досягнень у практику медико-інженерного профілю.

Знання формуються, в основному, на лекціях і при самостійній роботі студентів, вміння та навички на лабораторних заняттях.

Завданням лабораторних робіт є постановка і реалізація фізичних експериментів, дослідження фізичних явищ, вивчення принципів побудови рентгендіагностичної техніки. Перевіряються і досліджуються прийняті рішення, вивчаються лабораторні засоби, відпрацьовується техніка експерименту, режими її реалізації в вивченні процесу на базі сучасних медичних приладів і систем.

Навчальний план з дисципліни “Променева техніка” передбачає виконання студентами напряму підготовки 6.051003-«Приладобудування», спеціальності 6.090900 - «Медичні прилади і системи» всіх форм навчання, лабораторних робіт з вивчення рентгендіагностичних апаратів, джерел випромінювання, блоків живлення, керування та захисту, методів діагностики, терапії та дозиметрії.

Перед виконанням роботи студент повинен самостійно ознайомитись з теоретичними відомостями та порядком виконання роботи. Потім студент отримує у викладача завдання та виконує роботу в присутності лаборанта. Після виконання роботи кожний студент повинен скласти звіт по роботі, захистити отримані результати у викладача. Звіт повинен містити: - стислі теоретичні відомості; - структурні схеми блоків, вузлів та апаратів; - функціональні схеми устаткування і приладів, що застосовуються в роботі; - порядок проведення роботи; - аналіз отриманих результатів та висновки.

Мета лабораторних робіт – поглибити теоретичні знання з дисципліни і набути практичні навички в використанні сучасних апаратів променевої техніки та їх вузлів і блоків, з точки зору принципів побудови, алгоритмів роботи, взаємодії блоків та систем.

Міністерство освіти і науки, молоді та спорту України
Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут»

Кафедра виробництва приладів

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА 1

з дисципліни «Променева техніка»

**Принципи побудови, функціональні та принципіальні схеми,
структура та алгоритми роботи апарата рентгенівського діагностичного
переносного «Арман-1» (8ЛЗ-Ф)**

Виконав:

Студент IV курсу
гр.

Викладач:

доцент Терещенко М. Ф.

Київ 2011

Лабораторна робота 1

Рентгенодіагностичний апарат

Мета роботи: Вивчити особливості принципів побудови, конструкції, складу та принципу дії апарату, робота схеми електричної принципової апарату, експлуатація його та міри безпеки , режими робота та технічне обслуговування .

I. Теоретична частина

- 1.1. Будова , технічні характеристики та склад апарату
- 1.2. Механіка роботи штатива.
- 1.3. Конструкція апарату
- 1.4. Принцип дії
- 1.5. Робота електричної схеми
- 1.6. Головний ланцюг.
- 1.7. Реле управління
- 1.8. Ланцюг котушки

II. Міри безпеки

- 2.1. Електробезпека
- 2.2. Безпека від механічних пошкоджень
- 2.3. Радіаційна безпека

III. Режими роботи апарату

IV. Підготовка і порядок роботи на апараті

V. Технічне обслуговування

VI. Характерні неполадки та методи їх усунення

VII. Висновки

I. Теоретична частина

1.1. Будова , технічні характеристики та склад апарату **Призначення**

Рентгенівський діагностичний переносний апарат «Арман-1» (Рис. 1), (Модель 8ЛЗ-Ф) номінальною напругою 75 кВ, та струмом 18 мА, призначений для проведення рентгенографії нетранспортабельних хворих в умовах лікарняних палат, поліклінік, станцій швидкої допомоги, а також у польових й експедіційних умовах.

Технічні дані

Вимоги до мережі.

Апарат призначений для роботи від однофазної мережі змінного струму з номінальною напругою 220 В частотою 50 Гц. Апарат може нормально працювати з мережами, опір яких не перевищує 3 Ом. Стабільна робота апарата гарантується при змінах напруги мережі в межах від 187 до 235 В.

Струм і потужність споживання

Споживані апаратом струм і потужність сильно залежать від стабільного стану мережі. При напрузі мережі 220 В, опорі мережі 2 Ом, споживаний струм не перевищує (15-17) А, а споживана потужність не більше (1,5-1,6) кВт; при напрузі мережі 235 В опорі мережі 0,5 Ом відповідно 25 А і 2,5-2,8 кВт.

Схема живлення рентгенівської трубки

Схема живлення рентгенівської трубки напівхвильова, однополуперіодна, безвентельна.

Напруга й струм трубки

Напруга на трубці у всьому робочому діапазоні напруг й опорів мережі, стабілізується параметрично й перебуває в межах від 70 до 80 кВ.

Анодний струм трубки в цьому ж робочому діапазоні лежить у межах від 5 до 30 мА.

При номінальній напрузі мережі 220 В (до включення апарата) і номінальному опорі мережі 2 Ом апарат забезпечує напруга на трубці 75 \pm 3 кВ при анодному струмі 18 \pm 2 мА.

Рентгенівська трубка

В апараті застосована рентгенівська трубка типу 1,6БДМ9-90; розмір оптичного фокуса 2х2 мм.

Реле

В апараті є реле, що забезпечує з точністю \pm 20% одержання наступного ряду фіксованих установок: 4; 6; 10; 15; 25; 40; 60 й 100 мАс.

Режим роботи

Апарат призначений тільки для знімків. У всьому діапазоні зміни напруги й опорів мережі живлення, апарат забезпечує виконання знімків у повторно-короткочасному режимі, при якому загальна кількість міліамперсекунд за 15 хв. роботи не буде перевищувати 300.

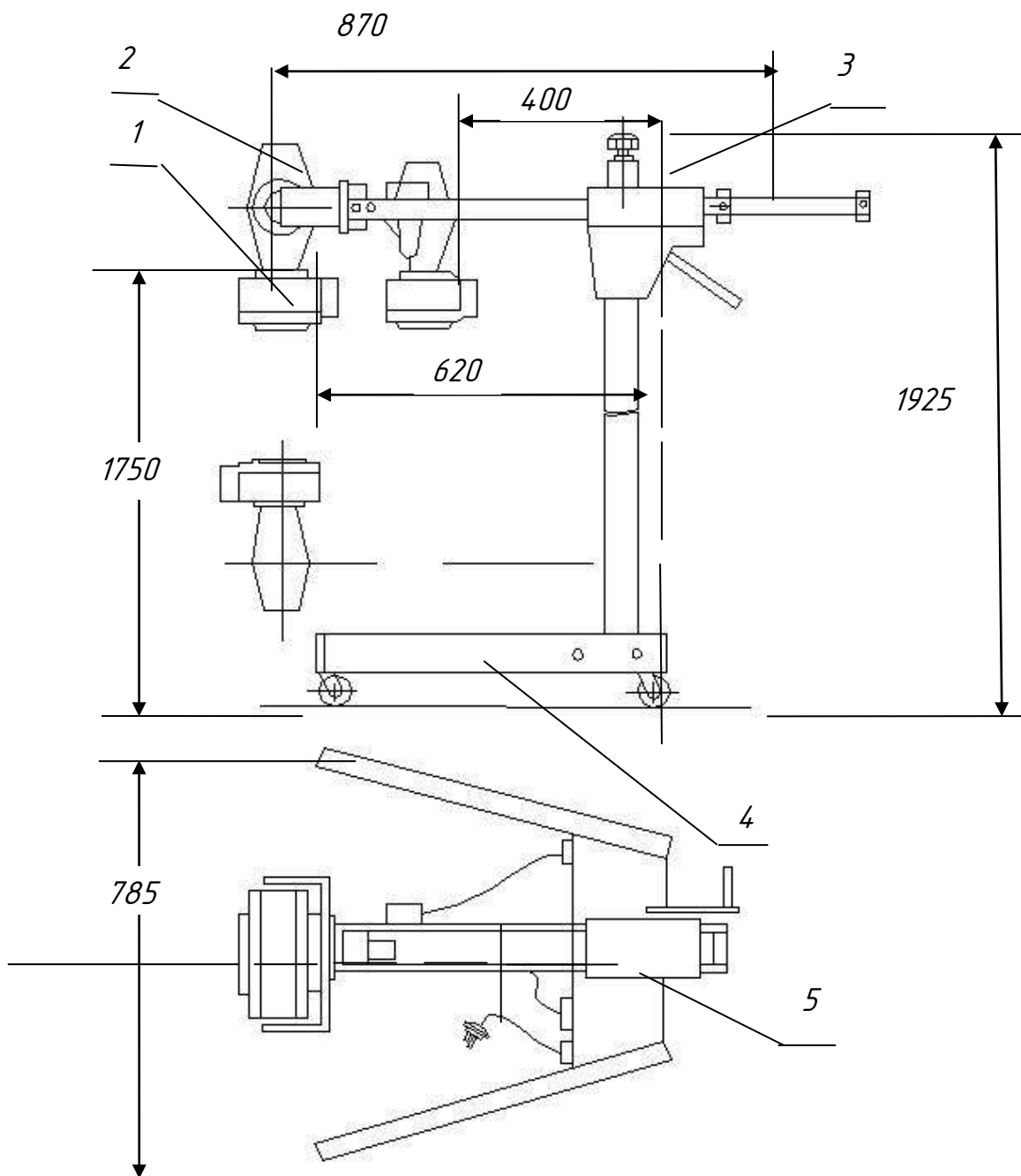


Рис.1. Конструкція, склад та габаритні розміри апарату

1-діафрагма; 2-моноблок; 3-штатив;
4-основа; 5-каретка.

Власна фільтрація кожуха моноблока

Власна фільтрація вихідного вікна кожуха моноблока й охолоджуючої рідини еквівалентна 1,5 мм алюмінію.

Склад апарату

Апарат складається зі штатива, моноблока й пульта керування. Приєднання апарата до мережі, заземлення й електричне з'єднання окремих частин один з одним здійснюються за допомогою кабелів і проводів. Апарат

комплектуються набором тубусів і касет. До апарата додається комплект запасних частин, інструментів і пристосувань, необхідних для роботи.

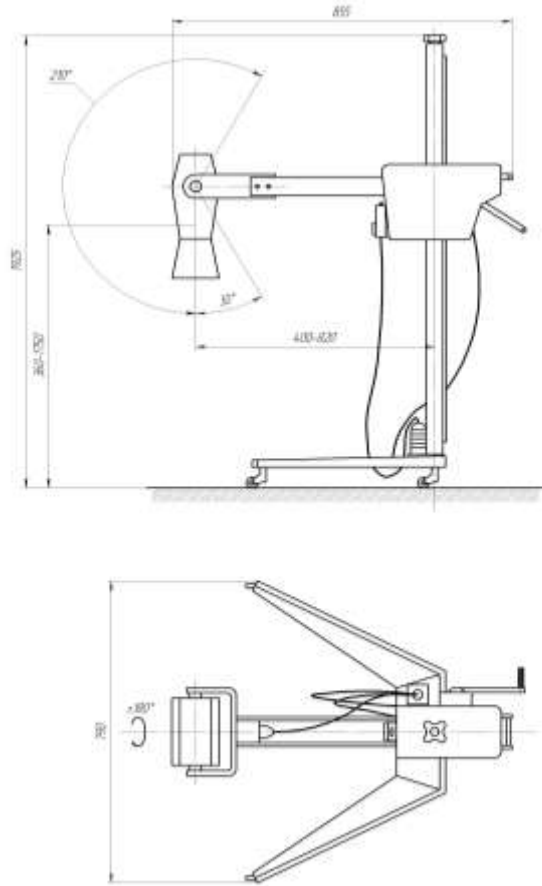


Рис.2. Зона дії та кути повороту апарату

1.2. Механіка роботи штативу

Штатив апарата забезпечує переміщення фокуса трубки по висоті від 1750 мм від підлоги (вихідне вікно моноблока спрямоване вниз) до 360 мм від підлоги (вихідне вікно моноблока спрямоване нагору) (Рис.2).

Штатив забезпечує горизонтальне переміщення фокуса трубки щодо колони при напрямку вихідного вікна вниз у межах від 400 до 620 мм.

1.3. Конструкція апарату

Апарат «Арман-1» виконаний у вигляді моноблока на пересувному штативі (рис 1). Керування знімком здійснюється за допомогою пульта на довгому виносному шнурі. Підключення апарата до мережі, заземлення й з'єднання моноблока зі штативом здійснюється за допомогою роз'ємів кабелів і проводів.

Моноблок має можливість повороту в качані на 30 градусів до колони, на 120 градусів від колони, і навколо вилки на ± 180 градусів від положення для знімків при напрямку пучка променів униз. У всіх робочих положеннях моноблок фіксується самогальмуючими пристроями.

Тубус знімків на касету забезпечує поле опромінення діаметром 38 см на відстані 70 см від фокуса трубки, а тубус для зубних знімків - поле діаметром 4,5 см на відстані 12,5 см від фокуса трубки з точністю ± 5 мм.

Основа

Основа апарата на 4-х колесах, що самоорієнтуються, служить для закріплення на ньому колони з кареткою й моноблоком. Крім того в основі розміщена більша частина електричної схеми апарата. На рис. 3 показане розміщення елементів схеми в основі, роз'єми, а також пов'язані з ними проводи й кабелі. Двоє литих алюмінієвих лабетів основи (права й ліва) з'єднані на шарнірі й можуть складатися для укладання у футляр; для скріплення між собою обох частин основи на правій лапі передбачені стяжні болти.

Колона

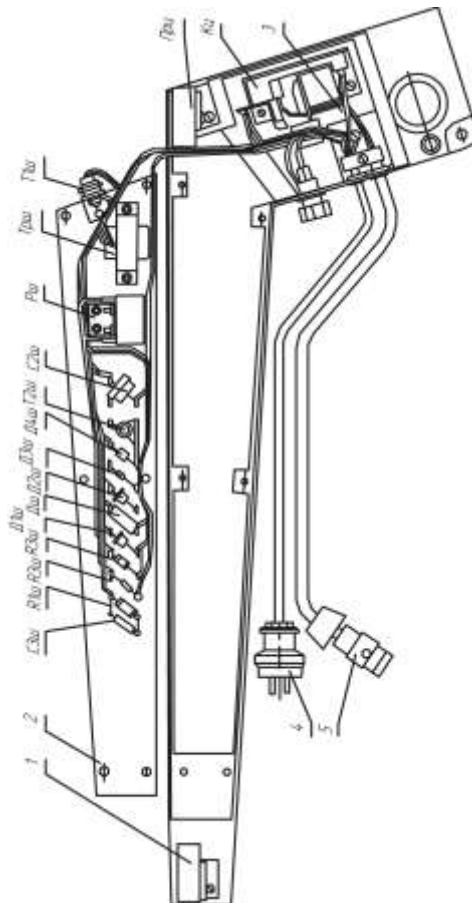
Колона штатива являє собою квадратну дюралюмінієву трубу, на одній з бічних поверхонь якої укріплена зубчаста рейка. Зубчаста рейка на колоні служить для переміщення по ній каретки моноблока. Нижня конусна частина труби виставляється в спеціальний отвір на підставі.

Для зручності транспортування труби зроблена роз'ємні. Вони складаються з 3 частин, з'єднаних вільно між собою. Коли всі трубки з'єднані одна з другими, їх стягають разом довгим складним анкерним болтом.

Каретка вертикального й горизонтального переміщень моноблока

Каретка являє собою литий корпус із алюмінію, на якому укріплені дві пари роликів для переміщення по колоні, а також дві пари роликів і пара твердих регульованих упорів для переміщення горизонтальної каретки. Ролики кріпляться на регульованих ексцентричних вісях. Регульовані упори закріплені гвинтами. Пристрій каретки показаний на рис.3.

Рис 3.
Розміщення елементів та деталей в основі: 1-основа; 2-панель; 3-гвинт заземлення; 4-вилка мережі; 5- вилка моноблоку.



Переміщення каретки нагору і вниз здійснюється за допомогою зубчастого механізму із самогальмуванням. Зубчасте колесо механізму постійно перебуває в зачепленні із зубчастою рейкою колони штатива. На основі зубчастого колеса за допомогою шпонки закріплені диск і пружина з відігнутим вусиком. Пружина надіта на барабан каретки. Весь механізъм закритий ковпачком, у паз якого входить відігнутий вусик пружини. При обертанні рукоятки механізму, обертається ковпачок, розтискає пружину й обертає її. Пружина через диск обертає великий зубчастий диск і колесо. Колесо по зубчастій рейці переміщує каретку нагору або вниз, залежно від обертання рукоятки. При зупинці каретки пружина стискається на барабані й перешкоджає переміщенню зубчастого колеса. Цим здійснюється самогальмування від довільного переміщення по колоні.

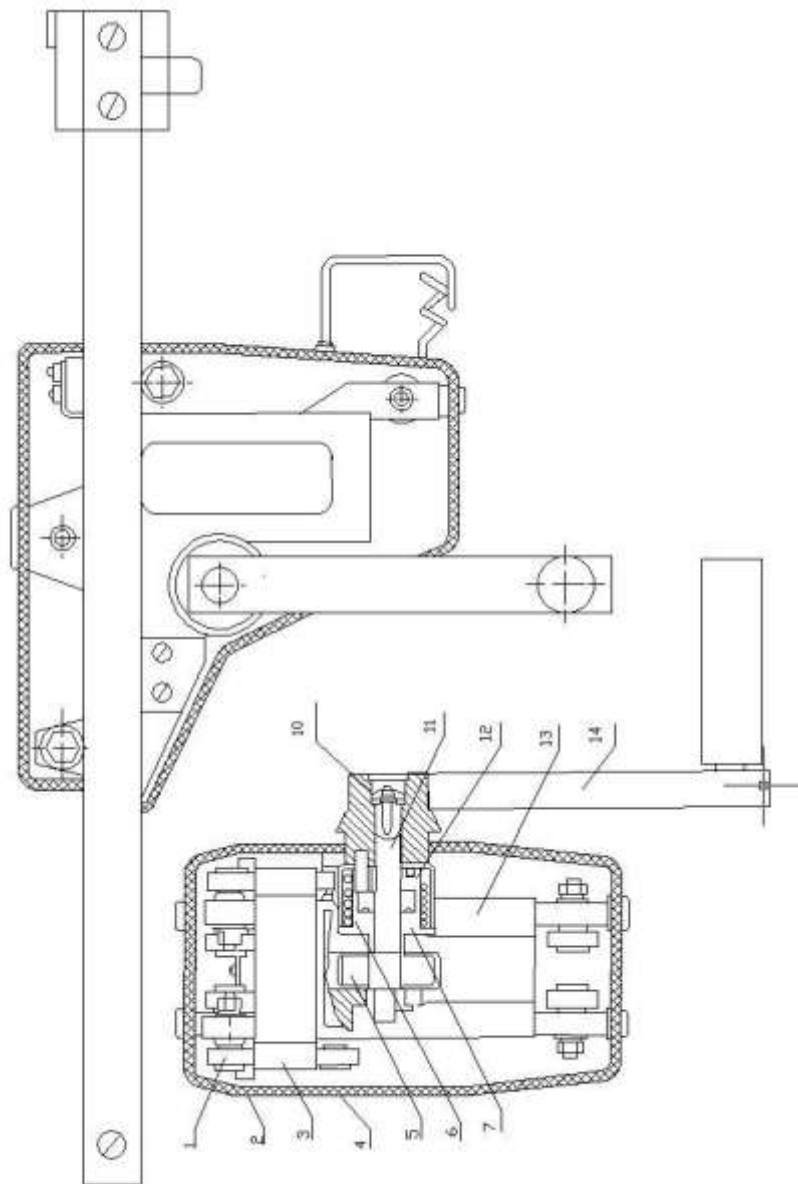


Рис.4. Каретка.

1-валик переміщення горизонтальної каретки; 2- кришка корпусу; 3- горизонтальна каретка; 4- корпус; 5- зубчасте колесо; 6- пружина; 7- барабан; 8- ролик для переміщення колони; 9- регулюючий упор; 10- ковпачок; 11-вісь; 12- диск; 13- каретка; 14 – ручка.

Переміщення моноблока в горизонтальному напрямку здійснюється за допомогою горизонтальної каретки. Горизонтальна каретка являє собою дві паралельні прямокутні штанги, з'єднані на кінцях алюмінієвими поперечками, що переміщуються по роликах. У передній поперечці є гніздо й фіксатор для закріплення вилки моноблока. Самогальмування від довільного переміщення горизонтальної каретки здійснюється за допомогою гумових накладок, які через скобу кріпляться до литої частини каретки. Зовні каретка закривається двома ковпаками.

Моноблок

Пристрій моноблока показаний на рис.5 . Моноблок являє собою металевий бак, усередині якого розміщений високовольтний трансформатор й укріплений рентгенівська трубка. Моноблок зміцнює на каретці штатива за допомогою вилки й може обертатися, як у самій вилці, так і разом з вилкою навколо осі її хвостовика

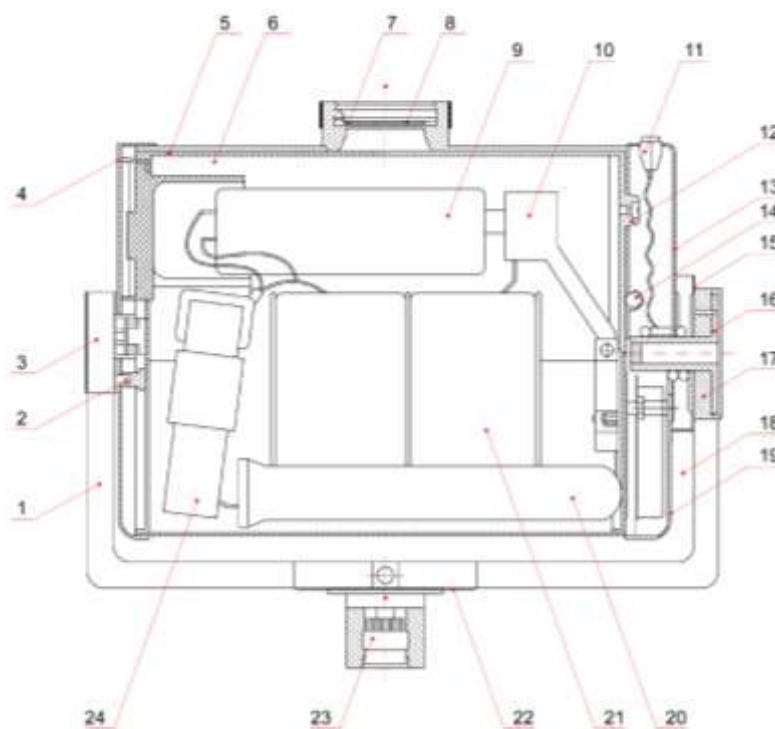


Рис.5. Моноблок

1-гвинт; 2- гвинт боковий кришки; 3- гальмівний пристрій; 4- ковпак; 5- ізолятор; 6- масло трансформаторне; 7- шайба ущільнююча; 8- вікно; 9- трубка рентгенівська; 10-кронштейн; 11- розетка підключення діафрагми; 12- прокладка; 13- розрядник; 14- лімб; 15-шайба; 16- ковпак; 17- фіксатор; 18- корпус моноблоку; 19- ковпак; 20- масло-росширювач; 21- трансформатор головний; 22- лімб; 23- роз'єм ; 24- трансформатор.

Куліса, у якій обертається моноблок, сконструйована так, що моноблок залишається в рівновазі в будь-якому положенні, і для його фіксації не потрібно додатково ніяких гальмуючих пристроїв. У хвостовику укріплений штепсельний роз'єм, на який виведені ланцюги живлення й контролю моноблока. На бічній стінці моноблока нанесені розподіли, що показує кут його повороту в качані.

Для компенсації зміни об'єму масла при транспортуванні та експлуатації в моноблоці є чотири маслорозширювача. У моноблоці є прозоре вікно для виходу рентгенівських променів і два закритих отвори, призначених для зміни трубки.

Пульт керування (Пультик)

Ручний пульт керування виконаний у вигляді пластмасової коробки (рис. 6). На пульті є: перемикач уставок, кнопка знімків й індикатор включення високої напруги. У середині пульта розміщені елементи електричної схеми. З пульта виходить гнучкий пятижильний кабель довжиною 3 м із шестиштирько-вим роз'ємом на кінці.

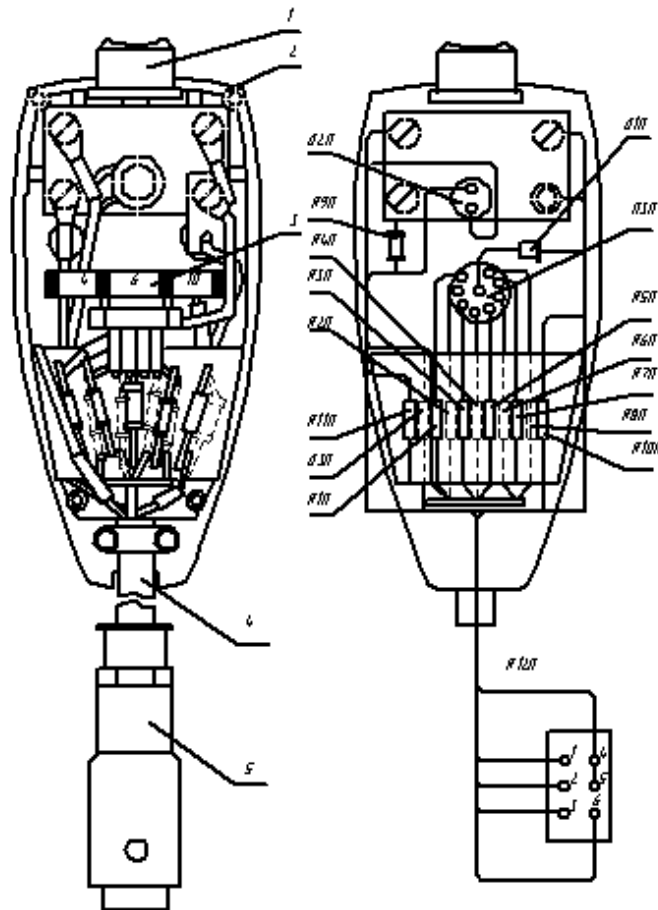


Рис.6. Пульт керування
Кабелі та проводи

Всі частини апарата з'єднуються між собою кабелями й проводами зі штепсельними роз'ємами. Ці з'єднання показані на рис. 7. За допомогою мережного 3-х жильного кабелю апарат може бути підключений до триполюсної навісної розетки із заземлюючим контактом.

Для включення в мережу зі звичайної двохполюсної розеткою служить перехідна колодка із проводами заземлення, що входить у комплект апарату.

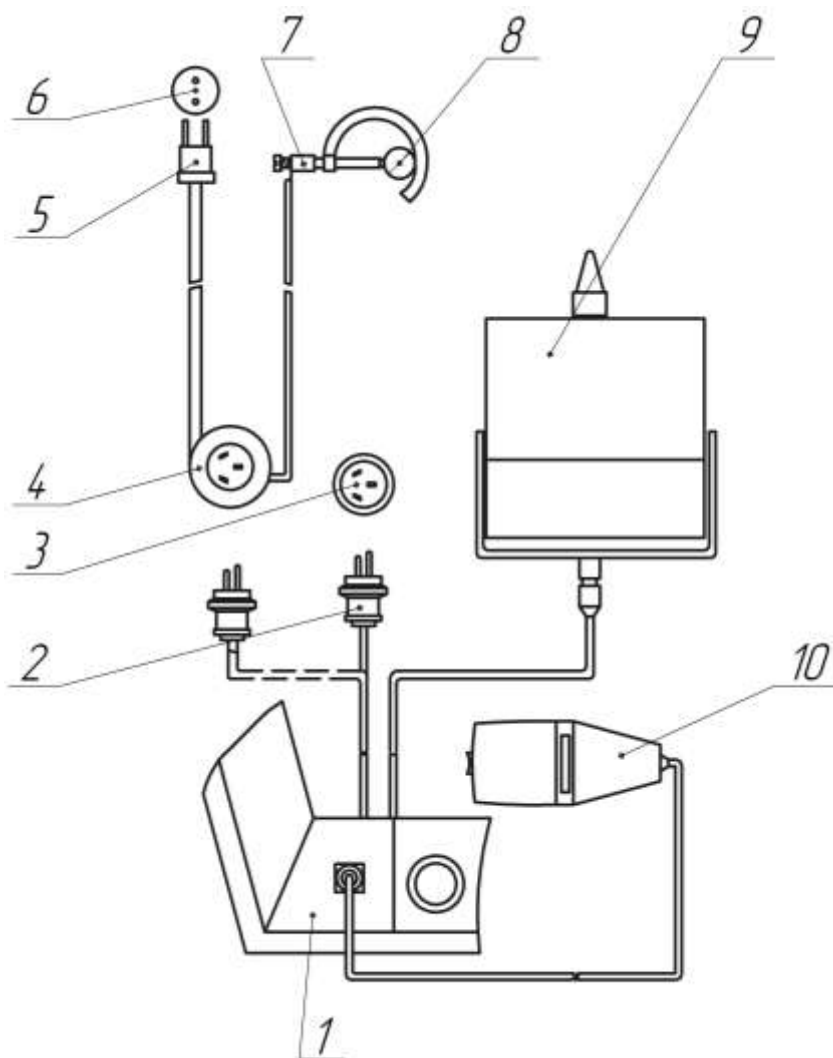


Рис.7. Зовнішні з'єднання частин апарату

1- основа; 2-трихполюсна вилка мережевого кабелю апарату; 3- мережева двохгніздова розетка з заземлюючим контактом; 4- перехідна розетка з вилкою і проводом заземлення; 5- двохштирькова вилка; 6- мережева двох гніздова розетка; 7- зажим для провода заземлення; 8- заземлення (труба водопровідна чи др.); 9- моноблок (блок-трансформатор); 14- пульт управління.

Футляри

Для укладання частин апарату при транспортуванні передбачено чотири футляри (рис.8). Усередині футлярів є відповідні місця для закріплення окремих частин апарату. Футляри мають ручки для перенесення й замки.

1.4. Принцип дії апарату

Схема живлення рентгенівської трубки

Принцип роботи апарату «Арман -1» модель 8ЛЗ-Ф базується на напівхвильовій безвентильній схемі живлення. Рентгенівська трубка приєднана безпосередньо до виводів вторинній обмотці високовольтного трансформатора. Середній виток вторинної обмотки заземлений. Нитка розжарення рентгенівської трубки живиться від обмотки того ж трансформатора. При подачі напруги на первинну обмотку вторинна напруга замикається на анод трубки миттєво, у той же час, як на розігрів нитки

розжарення катода потрібно час (практично 0,2-0,3 сек.) . У результаті цього анодний струм, а от же й випромінювання, з'являється не відразу а тільки після включення кнопки знімків, з невеликою затримкою.

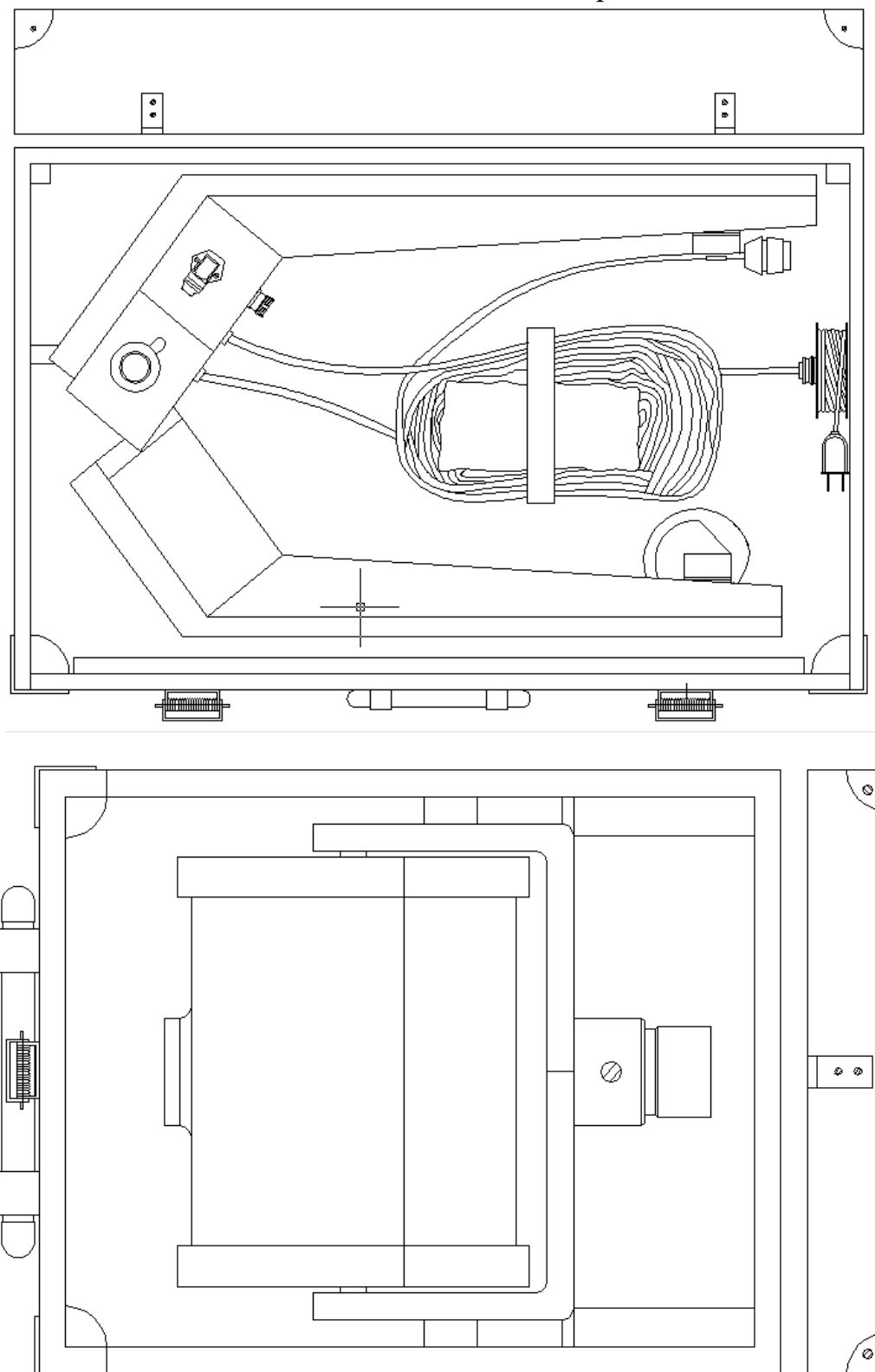


Рис.8. Укладка апарату в футляри
Стабілізація напруги на трубці

Параметри головного трансформатора так погоджені з параметрами рентгенівської трубки, що робоча напруга практично не залежить від коливання напруг мережі (від 187 до 235 Вольт) і опору мережі (у межах до

3 Ом). При всіх цих коливаннях напруги, напруга в рентгенівській трубці відхиляється від номінального значення 75 кВ не більш, ніж ± 3 кВ. При цьому величина струму рентгенівської трубки при різних напругах мережі сильно міняється по величині.

У такий спосіб в апарату «Арман -1» практично здійснюється стабілізація робочої напруги на трубці й, відповідно, нормована доза випромінювання.

Вибір експозиції по міліамперсекундам

В апарату застосовано реле міліамперсекунд, що дозволяє заздалегідь установлювати експозицію рентгенівського знімка відповідно до кожної з восьми фіксованих уставок від 4 до 100 мАс. Включений кнопкою знімків, апарат автоматично відключиться, коли рентгенівська трубка видасть попередньо задану дозу випромінювання, пропорційну кількості міліамперсекунд незалежно від напруги мережі й анодного струму.

Стабільність знімків

Сполучення двох головних переваг апарата - незалежність стабільності рентгенівського випромінювання трубки від стану мережі й установка експозиції по міліамперсекундам - забезпечує незмінну щільність почорніння плівки при однаковості умов знімка (об'єкт експонування, фокусна відстань).

Це дуже зручно, тому що обслуговуючому персоналу не потрібно піклуватися про які-небудь налагодження в залежності стану мережі.

1.5. Робота електричної схеми

Позначення елемента на схемі, а також у тексті інструкцій і на ілюстраціях, складається з 2 або 3 частин. Перша буквена частина позначення вказує вид елемента (наприклад: Д - напівпровідниковий діод, КШ - контактор, Р - реле, П - перемикач, Т - транзистор чи тиристор, Тр - трансформатор, С - конденсатор, R - резистор і т.п.) (Рис.9).

Остання частина позначення вказує ту складальну одиницю або частину конструкції, де цей елемент перебуває.

Буквами позначені: Г - моноблок, П - пульт керування, Ш - штатив. Якщо в цій складальній одиниці перебуває кілька однотипних елементів, наприклад резисторів, то в позначення вводиться третя складова частина. Це або цифра що вказує порядковий номер елемента, або буква, що характеризує елемент із погляду його застосування. Ця частина позначення розташовується між 2 частинами, описаними вище. Так наприклад ДЗП означає діод напівпровідниковий, третій один по одному в пульті керування.

Повний перелік елементів схеми з їхніми даними наведений у додатку №1.

1.6. Головний ланцюг

До головних ланцюгів відносяться ланцюги, по яких протікає струм навантаження при роботі апарату.

До цих ланцюгів відносяться: ланцюг запобіжника ПрШ, що замикає контакти контактора КШ, первинна обмотка трансформатора ТрГ, ланцюг вторинної обмотки трансформатора ТрГ і рентгенівської трубки ЛГ, ланцюг світлового й захисного діодів Д2П і Д3П і вимірювальні ланцюги реле міліамперсекунд, до яких відносяться опори R1П-R9П і ємність С2Ш.

У головному ланцюзі апарата встановлений захисний газовий розрядник РзГ. Робочий струм протікає по ньому тільки при обриві у вимірювальному ланцюзі реле міліамперсекунд або при загазованості трубки.

Підключення апарата до мережі здійснюється простим включенням стандартної трьохштирькової штепсельної вилки в трьох гніздову настінну розетку (або у двохгніздову розетку за допомогою перехідної колодки).

Включення знімка відбувається при замиканні контактором КШ ланцюга первинної обмотки трансформатора ТрГ. При закінченні знімка реле міліамперсекунд відключає котушку контактора і трансформатор.

1.7. Реле управління

До основних елементів схеми установки міліамперсекунд відноситься: вимірювальний конденсатор С2Ш, резистори, що перемикають при виборі експозиції R1П-R8П, шунтуючий резистор R9П, транзистор Т2Ш і поляризоване реле РШ.

Вибір установки міліамперсекунд здійснюється перемикачем ПЗП; при цьому в ланцюг заряду конденсатора С2Ш включається один з резисторів R1П-R8П. Вимірювальний конденсатор С2Ш, включений у ланцюг вторинної обмотки високовольтного трансформатора ТрГ у заземленого середнього витка.

Як видно зі схеми, коли кнопка знімка КнП перебуває у відпущеному стані, вона своїми розмикальними контактами КнП (21-29) через резистор R10П повністю розряджає конденсатор С2Ш и напругу на ньому в цьому випадку дорівнює нулю.

При знімку частина анодного струму проходить по ланцюзі: С2Ш, діод Д1П, один з резисторів, що перемикаються, R1П-R8П (інша частина анодного струму проходить по шунтуючому резисторі R9П). Конденсатор С2Ш при цьому заряджається.

Поки напруга на конденсаторі менше 8 Вольт (тобто менше напруги пробою стабілітрона ДЗШ), струм у ланцюзі стабілітрона відсутній. Після заряду конденсатора до 8 Вольт у ланцюзі стабілітрона потече струм; цей же струм піде по ланцюзі емітер-база транзистора Т2Ш, включеного за схемою із загальним емітером. У ланцюг колектора цього транзистора включена обмотка двопозиційного нейтрального поляризованого реле РШ. Ця обмотка реле живиться від вторинної обмотки допоміжного трансформатора ТрШ через діод Д2Ш.

Транзистор Т2Ш виконує роль підсилювача струму. Як тільки в ланцюзі емітер-база потече хоча б зовсім слабкий струм, а це трапиться після пробою стабілітрона ДЗШ, він буде багаторазово посилений транзистором і поданий в обмотку реле РШ. Це приведе до розриву контактів, керуючих контактором знімка КШ, тобто до закінчення знімка.

Первинна обмотка трансформатора ТрШ живиться від тих же вхідних ланцюгів, що й обмотка головного трансформатора ТрГ і тому живлення на них подається й знімається одночасно.

1.8. Ланцюг котушки

Для здійснення керування силовим контактором КШ за допомогою поляризованого реле застосований тиристор Т1Ш. Як відомо на постійному струмі тиристор управляємо тільки в одному напрямку - на включенні. Якщо використати тиристор на змінному або пульсуючому зі спадами до нуля струмі, то він стає керованим і на відключенні, тому що при переходах анодна напруга тиристора через нуль він устигає розрядитись й відновити свої непровідні властивості.

Працює схем включення контактора в такий спосіб. Поки кнопка КнП перебуває в не включеному стані й контакти КнП (5-7) розімкнуті, по елементах схеми все-таки протікає електричний струм, хоча величина його в багато разів менше робочої. Цей незначний струм тече через резистор R1Ш, (служить при роботі додатковим опором для котушки контактора КШ й обмежуючий струм у ній до робочої величини), резистор R2Ш (опір якого обмежує струм через котушку реле РШ), котушку поляризованого реле РШ (яка потрібна для того, щоб повертати якір реле у вихідне положення й утримувати в цьому положенні), через замкнуті контакти реле РШ, керуючий електрод тиристора Т1Ш, діод Д1Ш и котушку контактора КШ.

Ділянки схеми 7-9 шунтовані резистором R3Ш. Цей резистор потрібний для того, щоб у випадку розриву контакторів РШ ланцюг котушки реле РШ не залишався знеструмленим.

Конденсатор С1Ш виконує роль фільтра, що згладжує, Без нього якір контактора КШ буде коливатися.

Діод Д1Ш потрібний для того, щоб у ланцюзі обмотки реле РШ завжди протікав струм одного напрямку, навіть у тому випадку, коли тиристор Т1Ш замкнений.

Якір поляризованого реле РШ при знеструмлених котушок може перебувати в кожному із двох положень: крайньому правому або крайньому лівому (за схемою). Якщо якір перебуває в правому положенні, то через керуючий електрод тиристора Т1Ш протікає струм. При замкнутій кнопці КнП (5-7) цей струм буде малим і недостатнім, як для спрацьовування контактора КШ, так і для включення тиристора. Якщо при розімкнутій кнопці КнП (5-7) якір реле РШ виявиться в лівому положенні, наприклад при сильному поштовху або ударі по корпусу реле, струм, що протікає по обмотці реле РШ (6-7) зараз же переведе якір у праве положення.

При натисканні на кнопку знімків КнП ділянки 5-7 замикаються, струм у ланцюзі збільшується й досягає величини, достатньої для відмикання тиристора. Через тиристор Т1Ш починає текти робочий струм контактора, контактор спрацьовує й включає головний трансформатор.

Після закінчення експозиції й спрацьовування реле міліамперсекунд котушка реле РШ (8-27) розриває контакти РШ (7-11), струм у ланцюзі керуючого електрода тиристора зникає, котушка контактора КШ

знеструмлюється, контакти КШ розриваються й знімок припиняється.

Якщо кнопку КнП відпустити під час знімка, то знімок припиниться.

Конденсатор С1Ш, включений паралельно котушці контактора, , здійснює деяку затримку відключення контактора. Це необхідно для синхронізації моменту розриву контактів з моментом переходу споживаного з мережі струму через нульову фазу. Ємність конденсатора С1Ш (10мкФ) обрана таким чином, щоб після запирання тиристора контакти КШ розмикалися в момент, коли миттєве значення струму в головному ланцюзі дорівнює 0, тобто без іскри.

Якщо в процесі роботи конденсатор С1Ш вийде з ладу і його знадобитися замінити, не ставте на його місце випадковий конденсатор. Це саме той випадок, коли величина ємності повинна выдерживатися точно.

Якщо припинити знімок передчасним відпусканням кнопки, не чекаючи, коли реле міліамперсекунд відрахує обрану уставку, то розрив контактів КШ не буде синхронізований з мережею на контактах може спостерігатися іскріння. Тому кнопку під час знімка потрібно тримати доти, поки реле саме не виключить апарат.

II. Міри безпеки

2.1. Електробезпека

Більшість конструктивних частин апарата виконані з металу й, отже, можуть проводити електричний струм. Звичайно, при роботі всі металеві частини не перебувають під напругою й дотик до них безпечний, але у випадку порушення ізоляції або несправностей в електричних ланцюгах, штатив апарата може виявитися під напругою стосовно землі. У цьому випадку дотик до штатива може викликати удар електричним струмом. Щоб уникнути цієї небезпеки, ніколи не слід заземлювати апарат.

Якщо апарат живиться від триполюсної розетки зі спеціальним заземленим гніздом, то заземлення апарата включенні в цю розетку мережного кабелю з відповідною вилкою відбувається автоматично.

Якщо ж апарат доводиться підключити до звичайної розетки, то необхідно скористатися спеціальною перехідною колодкою, що входить у комплект апарата.

Як заземлення варто використати або спеціальне заземлення (контур будинку), або трубу водопроводу або діючого водяного опалення. Для цієї мети застосовується вхідний у комплект апарата затискач.

При роботі з апаратом запам'ятаєте й завжди виконуйте 2 наступні правила електробезпеки:

а) Не включайте штепсельну вилку перехідної колодки в мережу, попередньо не приєднавши заземлюючий провід до заміни;

б) Підготуйте апарат і хворого до знімка, і включайте вилку в мережу.

2.2. Безпека від механічних пошкоджень

При роботі з рентгенівським апаратом «Арман-1»(8ЛІЗ-Ф) варто керуватися вказівками, що приводяться у даній інструкції.

Варто пам'ятати, що при неправильній роботі на апараті ви наражаєте

на небезпеку не тільки своє життя й здоров'я, але й життя й здоров'я пацієнта.

Увага: апарат не можна застосовувати у вибухонебезпечному середовищі, наприклад, в атмосфері пар ефіру або циклопропану.

2.3. Радіаційна безпека

При використанні рентгенівського апарату потрібно чітко розрізняти робочий пучок і не використовуване розсіяване випромінювання.

Під робочим пучком розуміють пучок рентгенівського випромінювання, що проходить через досліджувану ділянку організму хворого й дає зображення на рентгенівській плівці. Під не використовуваним розсіяваним випромінюванням розуміють промені, що розсіюють організм хворого, повітря, а також промені, що проходять через стінки кожуха моноблока.

В апарату «Арман-1» вжиті необхідні заходи для захисту від не використовуваного випромінювання. Внутрішня частина кожуха моноблока має захист зі свинцю.

Для зменшення неробочого випромінювання при роботі апарата потрібно користуватися наданими тубусами, , що обмежують поле опромінення.

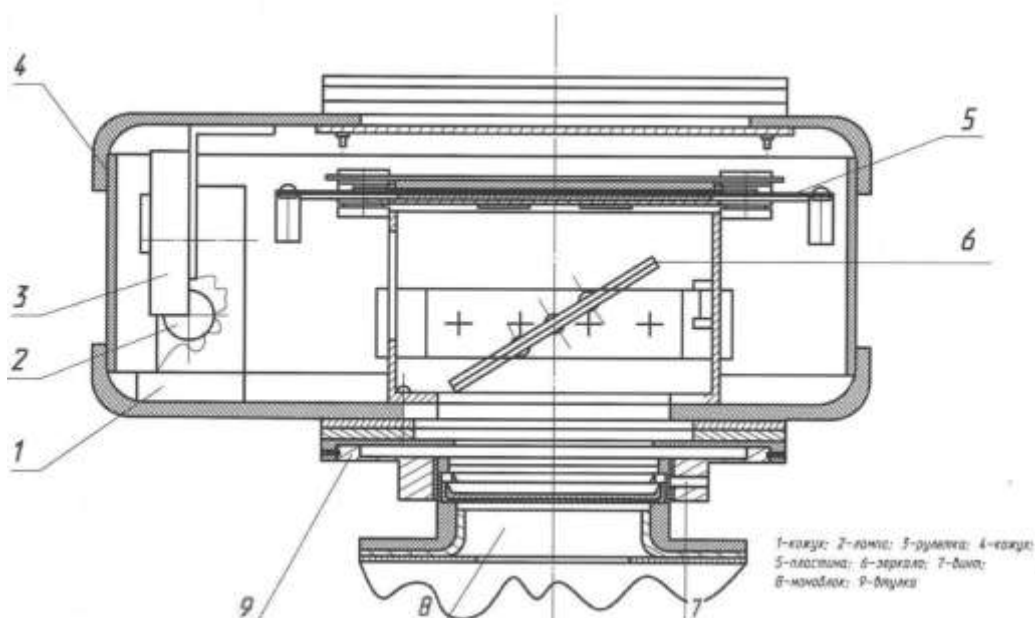


Рис.10 Диафрагма

Не треба під час знімка перебувати без потреби поблизу апарата. Триметровий шнур з пультом керування на його кінці дозволить вам відійти від апарата на безпечну відстань.

Стежте , за тим, щоб під час знімка в зоні дії прямого пучка променів не перебували ні ви, ні інші люди, а тільки пацієнт.

По існуючих нормах захист моноблока від не використовуваного рентгенівського випромінювання повинна бути такою, щоб при закритому

вихідному вікні, сумарна експозиційна доза рентгенівського випромінювання апарата, що працює в номінальному режимі (напруга мережі 220 В, опір мережі 2 Ом, напруга на аноді трубки 75 кВ, анодний струм трубки 18 мА, експозиція 300 мАс за 15 хв. роботи), на відстані 1 м від фокуса трубки в будь-якому напрямку, не перевищувала **36 мілірентген** за 1 годину роботи. Захист моноблока задовольняє цій вимозі.

В апараті використовується рентгенівське випромінювання із жорсткістю 75 кВ. Ефективним засобом захисту від неробочого випромінювання є гумовий фартух із свинцевою вставкою.

Ця таблиця, безумовно, не замінить досвіду роботи на апараті. Зовсім очевидно, що кожен грамотний медичний працівник може працювати з тими уставками міліамперсекунд і з тими фокусними відстанями, які він вважає для себе найбільш підходящими. Його досвід може виявитися досить корисним і для інших фахівців, що працюють із апаратом.

До дійсного опису прикладений ще один бланк подібної таблиці. Ми просимо в міру нагромадження досвіду роботи, витягти його й вислати на завод виготовлювач, попередньо заповнивши дані, які будуть отримані вами на практиці. Ми рекомендуємо також, щоб ви шляхом проб установили для себе найбільш зручні режими роботи, зафіксували їх і користувалися цією методикою постійно.

IV. Підготовка і порядок роботи на апараті

Загальне вказівки

Перш ніж приступитися до роботи з апаратом у даному приміщенні, варто впевнитися, що мережна розетка, до якої буде підключений апарат, дійсно підключена до мережі змінного струму з номінальною напругою 220 Вольт.

Приєднання апарата до мереж з іншими номінальними напругами, а також до мереж постійного струму неприпустимо, тому що це може привести до повного виходу апарата з ладу.

Підготовка касет

Перед роботою обов'язково зарядіть обидві прикладені до апарата касети й, якщо є можливість, зарядіть ще кілька касет.

Рекомендується, заздалегідь, прикріплювати до лицьової поверхні касети в її краю, металеві мітки у вигляді букв або цифр. Після експозиції і проявлення вони чітко позначаються на знімку й по попередньому записі можна буде легко розшукати цей знімок.

Порядок роботи на апараті

Робота з апаратом після того, як він із зарядженими касетами встановлений у даному приміщенні, повинна виконуватися в наступним чином:

- а) переконаєтеся, що мережа в приміщенні має номінальну напругу 220 В;
- б) зберіть апарат ;
- в) закрийте вихідне вікно моноблока свинцем товщиною 3+4 мм або шматком просвинцovanного скла ;
- г) заземліть апарат і підключіть його до мережі ;

- д) перевірте апарат, зробивши одне-два пробних включення ;
- е) відключіть апарат від мережі (вийнявши вилку мережного кабелю з мережної розетки);
- ж) зніміть захист із вікна моноблока;
- з) установіть на моноблоці необхідний тубус ;
- и) підготуйте (установіть або покладіть в потрібне положення) пацієнта;
- к) установіть в необхідне положення заряджену касету;
- л) зорієнтуйте моноблок апарата щодо пацієнта й касети й установіть потрібну фокусну відстань;
- м) включіть вилку кабелю в мережну розетку;
- н) установіть перемикачем ручного пульта необхідну експозицію в міліамперсекундах;
- о) відійдіть від апарата на відстань, що допускається кабелем ручного пульта;
- п) попередьте пацієнта про необхідність дотримувати нерухомого положення;
- р) включіть знімок натисканням на кнопку ручного пульта.

Порядок складання апарату

Складання апарата, покладеного у футляри, виконується в наступній послідовності:

- а) лабети основи на шарнірі зведіть і стягніть між собою болтами розташованими на правій лапі;
- б) нижній відрізок колони вставте, обертаючи рукоятку каретки;
- в) ручку рукоятки каретки вийміть із рукоятки й вставте в неї із протилежної сторони;
- г) на нижню частину колони надягніть, обертаючи рукоятку, каретку;
- д) з нижнім відрізком колони зістикуйте середній відрізок;
- е) розпрямите стяжний гвинт колони й зафіксуйте муфтою;
- ж) верхній відрізок колони разом зі стяжним гвинтом зістикуйте із середнім відрізком й обертанням рукоятки до упору стягніть всі три частини колони;
- з) в отвір кронштейна каретки вставте хвостовик вилки моноблока й замкніть фіксатором;
- и) з вилкою штепсельного роз'єму моноблока зістикуйте гніздо роз'єму п'ятижильного кабелю, що йде з основи, і затягніть накидною гайкою;
- к) у спеціальне гніздо на каретці вставте пульт керування. Вилку штепсельного роз'єднання пульта вставте в гніздо на основі апарата;
- л) на вихідне вікно моноблока нагвинтіть тубус, що рекомендується.

Підключення до мережі та заземлення

Перед приєднанням до мережі апарат повинен бути заземлений. У випадку живлення від звичайної двухполюсної розетки (що не має заземлюючого контакту) спочатку надійно приєднаєте заземлюючий провід перехідної колодки до заземлення (до заземлюючої клеми контуру будинку, до водопровідної труби або труби діючого водяного опалення за допомогою затискача). Затискач з'єднання заземлення може бути закріплений на трубах діаметром від 20 до 40 мм.

Перед закріпленням затискача на трубі потрібно зчистити до металевого блиску поверхню труби, хоча б в одному місці (у тім, у яку буде впирається гвинт затискача) і закріпити затискач на трубі. На струбцинці є клемма, до якої підключається наконечник заземлюючого проводу.

Після заземлення апарат підключається до мережі. Для цього роз'єм мережного кабелю апарата уставляється в розетку перехідної колодки, а вилка мережного кабелю колодки - у настінну мережну розетку.

У випадку живлення від триполюсної мережної настінної розетки із заземлюючим контактом перехідна колодка не потрібна. Включення в мережу й заземлення при цьому здійснюється одночасно при включенні в розетку мережного кабелю апарата, що кінчається триполюсною вилкою.

Пробне включення

Для того, щоб переконатися в справному стані апарата (особливо, якщо він якийсь час не використовувався), варто зробити кілька пробних включень.

Перш, ніж включити апарат у мережу виконайте заходів радіаційної безпеки. Для цього закрийте вихідне вікно свинцем, просвинцьованим склом або про свинцьованою гумою. Найкраще буде, якщо вікно буде закрито просвинцьованим склом, тому що в цьому випадку при пробних знімках видно світло від нитки розжарення трубки.

Підключіть апарат до мережі й установіть на виносному пульті установку 4 мАс. Натисніть на кнопку знімків. Якщо апарат працює нормально, то одночасно з натисканням на кнопку повинен бути чутний звук від спрацювання контактора знімків і повинно з'явитися світіння світлодіода на пульті. Через якийсь час (частку секунди) світлодіод повинен згаснути, а контактор спрацювати.

Поставте уставку 6 мАс і зробіть ще один знімок. З інтервалом у півхвилини зробіть знімки на уставках 40 й 100 мАс і переконаєтеся в тім, що апарат працює.

Якщо апарат не використовувався довгий час, варто перевірити його працездатність на всіх установках міліамперсекунд. Перерви між включеннями повинні бути не менше, ніж півхвилини.

Після виконання пробних знімків можна приступати до нормальної роботи на апараті.

Вибір тубусів

До апарата додаються два тубуси. Один з тубусів є тубусом загального застосування й призначений для рентгенівських знімків на касету. Цей тубус нагвинчується на вихідне вікно моноблока й дає кругле поле опромінення діаметром 38 см на фокусній відстані 70 см (діагональ касети 24x30 см дорівнює 38,4 см).

У випадку, коли апарат використовується в якості дентального, на вихідне вікно нагвинчується тубус для зубних знімків. У середині тубуса перебуває свинцева постійна діафрагма, що забезпечує на фокусній відстані 12,5 см поле опромінення діаметром 4,5 см.

Знімки

Апарат після підключення до мережі не вимагає ніякого прогріву й готовий до роботи негайно. Промені з'являються відразу після натискання кнопки на виносному пульті. Між моментом натискання кнопки й початком проходження струму через трубку проходить приблизно 0,2 - 0,3 секунди. Під час знімка на пульті керування починає світитися сигналізатор - світловий діод. Він згасне відразу ж після спрацювання реле міліамперсекунд. Після того, як сигналізатор згас, кнопку знімків можна опускати.

При здійсненні знімка тримаєте кнопку натиснутої доти, поки реле міліамперсекунд не відпустить апарат. Якщо ви відпустите кнопку раніше, ніж спрацює реле, то знімок припиниться в момент відпускання кнопки.

Не відпускайте кнопку знімків до спрацювання реле міліамперсекунд, якщо в цьому немає необхідності. Це призводить до підвищеного зношування контактів контактора.

Якщо потрібно зробити декілька знімків підряд, необхідно робити інтервали між знімками, керуючись вказівками с.. Варто пам'ятати, що більш часте включення знімків може привести до виводу з ладу рентгенівської трубки.

Розбирання апарата й порядок укладання у футляри

Якщо після виконання знімків необхідно перенести апарат в інше місце, то щоб уникнути ушкодження частин апарату і його покриттів рекомендується при розбиранні апарата укладати вузли й деталі безпосередньо в гнізда футлярів.

Порядок розбирання та укладання

- а) зніміть із моноблоку тубус й укладіть його у футляр №3;
- б) відгвинтіть накидну гайку кріплення роз'єму моноблоку у хвостовику вилки, вийміть роз'єм, зніміть моноблок з вилкою із кронштейна каретки й укладіть його у футляр №1; футляр закрийте;
- в) зніміть зі спеціального гнізда каретки виносний пульт, від'єднайте його кабель від основи, згорніть й укладете пульт з кабелем у футляр №2;
- г) відпустіть каретку на нижню частину колони й, обертаючи рукоятку стяжного гвинта на верхівці колони, вигвинтіть гвинт і зніміть верхню частину колони; зруште муфту й складіть гвинт; укладіть верхню частину колони із гвинтом у відповідне гніздо футляра №3;
- д) зніміть середню частину колони й укладіть її у футляр №3;
- е) обертаючи рукоятку каретки, підніміть каретку по колоні й зніміть; вийміть із гнізда ручку рукоятки каретки й вставте її із протилежної сторони; укладіть каретку у футляр №3;
- ж) вийміть нижню частину колони із гнізда й укладіть її у футляр №3;
- з) відверніть болти кріплення лабетів основи, зведіть обидві лабеті, згорніть кабелі й укладіть основу з кабелями у футляр №2; кабелі укладіть між лабетами основи й пристигніть ремінцем; футляр №2 закрийте.

V. Технічне обслуговування

Види й періодичність технічного обслуговування

Нижче в таблиці 1 приводяться види технічного обслуговування апарату й періодичність їхнього проведення.

Т а б л и ц я 1

Види обслуговування	Періодичність
Перевірка рухливих частин	У міру потреби
Регулювання підшипників	У міру потреби
Регулювання самогальмуючих пристроїв	У міру потреби
Перевірка реле міліамперсекунд	Раз в 6 місяців
Перевірка анодного струму	Раз в 6 місяців
Перевірка герметичності моноблоку	У випадку появи в баці пухирців або виявлення течії масла
Огляд контактора	Раз в 6 місяців
Змащення механічних вузлів	Раз в 2 роки
Поточне включення	Щодня (у міру потреби)

Перевірка рухомих частин

Перевірка рухомих частин (колеса, каретка, вилка, моноблок) полягає у випробуванні в дії всіх можливих рухів апарата. Колеса апарата повинні обертатися легко й вільно без усяких заїдань у своїх осях й осях качання. Переміщення каретки й обертання в з'єднаннях повинні бути досить легкими, але в той же час не повинно спостерігатися самовільних зсувів частин апарата. У випадку, якщо рухи частин занадто легкі або ж навпаки утруднені, потрібно зробити регулювання самогальмуючих пристроїв.

Регулювання підшипників

У цілому в апараті є 24 шарикопідшипника, з них 16 (у колесах), які регулюванню не підлягають, а 8 підшипників каретки, розташовані на ексцентрикових осях, підлягають регулюванню у випадку порушення перпендикулярності горизонтальних штанг каретки стосовно колони. Регулювання підшипників потрібно робити на зібраному апараті при знятому кожусі каретки. Для цього потрібно відгвинтити чотири гвинти кожуха й зняти його обидві половини. Послабивши гайки ексцентрикових вісей й обертаючи вісі отворів, домогтися бажаного положення штанги. Зафіксувати вісі в цьому положенні.

Регулювання самогальмуючих пристроїв

Можливість регулювання передбачена в самогальмуючих пристроях переміщенням штанги горизонтальної каретки й обертанням моноблока в вилці.

Апарат випускається із заводу з відрегульованими пристроями самогальмування, однак у процесі експлуатації може знадобитися додаткове регулювання.

Регулювання ступеня притиску фрикціону горизонтальної каретки здійснюється гвинтом при знятому кожусі каретки.

Для регулювання механізму самогальмування обертання моноблока в вилці потрібно зняти формуючий ковпачок вилки в осі обертання моноблока з боку, протилежної лімбі з покажчиком.

Під ковпачком перебуває втулка з контргайкою. Звільнивши контргайку й обертаючи втулку, домагаються потрібного ступеня самогальмування. Зафіксувати контргайку.

Перевірка реле міліамперсекунд

У процесі експлуатації апарата може виникнути необхідність перевірки реле міліамперсекунд. Ця процедура нескладна, але вимагає наявності справного мілікулонметра з межами виміру до 100 мКл із похибкою не більше $\pm 2\%$. Мілікулонметр у комплект апарата не входить.

Для приєднання мілікулонметра потрібно скористатися спеціальним вимірювальним пристосуванням, що входить у комплект апарата. Пристосування підключається до гнізда штепсельного шестиштирькового роз'єму на основі. На пристосуванні є шестиштирькове гніздо, у яке вставляється в роз'єм пульта керування, а також 2 клеми із зазначеної на них полярністю. Перед початком вимірів за допомогою 2 відрізків проводів приєднаєте до них мілікулонометр, дотримуючись полярності на клеммах і приладі (рис. 7).

Для перевірки потрібно зібрати апарат і зробити ряд включень на різних установках реле. Не обов'язково, але бажано виміряти дійсні значення реле на напругах 187, 220 й 235 В, використовуючи для регулювання напруги варіатор або автотрансформатор. Дійсна експозиція в міліамперсекундах не повинна відрізнятися від значення установки більше, ніж на 20% у будь-яку сторону. При відсутності гарного мілікулономметра перевірку можна зробити по міліамперметру й секундоміру. Добуток їхніх показань за 1 знімок повинен відповідати величині установки параметра міліамперсекунд. Цей спосіб, однак, на малих уставках може дати більшу помилку.

Перевірка анодного струму

У деяких випадках, наприклад при зміні трубки, буде потрібно вимірювати анодний струм апарата. Міліамперметр, зі шкалою 0-30 мА, потрібно при цьому підключати зовсім так само, як мілікулонметр.

Перевірка герметичності моноблоку

При експлуатації апарату, моноблок, звичайно, не піддається спеціальній перевірці на герметичність. Однак варто пам'ятати, що наявність повітряних пухирців у моноблоці може привести до виходу його з ладу й тому потрібно систематично перевіряти моноблок на наявність пухирців. Пухирці накопичуються у верхній частині бака й щоб їх виявити потрібно зігнати їх до вихідного прозорого вікна, погойдуючи моноблок.

Допускається наявність одиночних пухирців діаметром 5-6 мм.

Якщо пухирець великий, але течі масла не спостерігається, потрібно

відкрити вихідне вікно й долити в моноблок масла.

Якщо в моноблоці видний великий пухирець повітря й крім цього спостерігається явна течя масла, моноблок потрібно віддати в ремонт.

Огляд силових контактів

Щоб одержати доступ до контактора, необхідно зняти захисну гетинаксову кришку на лівій лапі, для чого потрібно відгвинтити гвинти, що кріплять кришку.

Якщо на контактах є легкий нагар, то їх потрібно очистити, протираючи тканиною, змоченої в спирті.

Якщо на контактах є нагар або виявляються помітні сліди електричного зношування, контакти потрібно попередньо доочистити тонкою шкуркою, а потім протерти спиртом.

Якщо контакти зварюються під час роботи апарата, то це приведе до виходу їх з ладу. Щоб цього не відбулося, стежте за чистотою контактів.

Змащення механічних вузлів

Періодично рекомендується змазувати підшипники коліс і каретки будь-яким технічним консистентним змащенням (солідол, технічний вазелін, тавот). Старе змащення при цьому потрібно видалити.

Дезінфекція й стерилізація

При експлуатації апарата може виникнути необхідність у його дезінфекції й стерилізації.

Покриття апарата виконані з урахуванням такої можливості. Покриття допускають робити вологу обробку штатива, моноблока, пульта й кабелів дезінфікуючим розчином з наступним сушінням.

Крім того, всі частини апарата можуть піддаватися сухої стерилізації гарячим повітрям або ультрафіолетовими променями з умовою, щоб температура частин апарата не піднімалася вище +70 градусів Цельсія.

Поточне обслуговування

Апарат варто тримати в чистоті. Всі поверхні апарата в міру забруднення, потрібно протирати чистою вологою ганчіркою. Незабарвлені поверхні після цього варто протерти сухою м'якою фланеллю або байкою.

Варто стежити за станом низьковольтних кабелів. Потрібно тримати їх у чистоті, не допускати на них вузлів і різких перегинів.

Контакти штепсельних роз'ємів потрібно періодично, раз на місяць, протирати ганчірочкою, змоченою в спирті.

Не рекомендується протирати пофарбовані частини апарата органічними розчинниками (спирт, бензин, ацетон).

VI. Характерні неполадки та методи їх усунення

Усунення неполадок.

Можливі неполадки і методи їхнього усунення наведені в табл. 2.

Т а б л и ц я 2

Зовнішня ознака неполадок	Можлива причина неполадок	Методи усунення
1. При натисканні на кнопку знімків не чути характерного звуку реле. Сигнальний діод не світиться.	а) Перегорів запобіжник ПрШ	Замінити запобіжник
	б) Обрив у ланцюзі діода	Замінити діод
2. При натисканні на кнопку знімків чути сильне деренчання контактора.	Пробито діод Д1Ш.	Замінити діод.
3. Моноблок генерує промені, світодіод не світиться.	а) несправний світодіод Д2П	Замінити світодіод.
	Пробито стабілітрон Д3П	Замінити стабілітрон.
4. Під час знімка горить газовий розрядник РзГ на моноблоці.	Обрив у роз'ємі пультка реле міліамперсекунд.	Усунути обрив.
5. Реле міліамперсекунд не припиняє знімка.	а) несправний транзистор Т2Ш	Замінити транзистор.
	б) Пробитий тиристор Т1Ш	Замінити тиристор.
	в) обрив у ланцюзі перемикача ПЗП	Усунути обрив.

Зміна рентгенівської трубки

Зміну трубки найкраще робити в умовах спеціальних ремонтних майстерень, але при наявності певного досвіду ремонту рентгенівських апаратів, замінити трубку, що вийшла з ладу, на нову може й кваліфікований рентгенотехнік.

Для зміни рентгенівської трубки необхідно послідовно й ретельно виконати наступні операції (рис. 5):

- а) зніміть два формуючих ковпачки на вилці;
- б) відгвинтіть контргайку й гайку фрикціону, зніміть шайбу, що кріпить фрикціон, і вийміть пружину;
- в) відгвинтіть 6 гвинтів із двох сторін вилки й вийміть упорні втулки; зніміть покажчик шкали;
- г) відгвинтіть гвинт на хвостовику вилки, що кріпить роз'єм; відгвинтіть два гвинти й вийміть формуючі вкладиші, що маскують проведення усередині вилки; вийміть роз'єм; звільніть й зніміть вилку;
- д) відгвинтіть шість гвинтів, що кріплять бічні кришки блоку й зніміть кришки;

- е) поверніть моноблок виводами нагору й за допомогою універсального ключа відгвинтіть анодну пробку;
- ж) через отвір, що утворився, викруткою послабте гвинт, контрольний анод у різьбленні;
- з) загвинтіть анодну пробку;
- и) поставте моноблок виводами вниз й універсальним ключем відгвинтіть затискне кільце вікна для зміни трубки;
- к) за допомогою викрутки або шила вийміть пластмасовий ковпак;
- л) відгвинтіть гвинт, що кріпить реостат до трубки, зніміть реостат і зруште його убік;
- м) виверніть трубку, обертаючи її вручну проти годинникової стрілки, і вийміть її через вікно;
- н) вставте в бак нову трубку, загвинтивши її в анодний тримач , спостерігаючи за її положенням, через прозоре вікно для виходу променів, поєднати чорну крапку на балоні трубки із центром вікна;
- о) поставте на місце реостат і пригвинтіть його до трубки гвинтом;
- п) поставте на місце пластмасовий ковпак і загвинтіть затискне кільце від вікна зміни трубки;
- р) поставте моноблок виводами нагору, відгвинтіть анодну пробку й через отвір затягніть гвинт, контрольний анод; перевірте через вікно для виходу променів, чи не змістилася чорна крапка на балоні трубки;
- с) через анодну пробку долийте в бак чисте масло, і злегка погойдуючи моноблок, постарайтеся вигнати назовні повітряні пухирці; загвинтите анодну пробку;
- т) поставте моноблок вікном нагору, універсальним ключем відгвинтіть гайку й вийміть пластикове вікно;
- у) витріть начисто ганчіркою тубус для звичайних знімків, підкладіть під нього у вікно гумову прокладку й наверніть тубус на горловину вікна для виходу променів ;
- ф) зробіть регулювання маслорозширювачів за методикою; згвинтіть тубус, вставте пластикове вікно й затягніть його гайкою; ще раз переконаєтеся у відсутності усередині бака пухирців повітря;
- х) поставте на місце бічні кришки моноблока;
- ц) поставте на місце роз'єм, укладіть проводку, закрутити покажчик, вставте формуючі вкладиші у вилку;
- ч) поставте на місце упорні втулки, вилку й загвинтіть шість гвинтів із двох сторін вилки;
- ш) поставте фрикціон і відрегулюйте його; загвинтіть контргайку;
- щ) вставте формуючі ковпачки із двох сторін вилки.

Після зміни трубки варто провести її тренування й перевірку величини анодного струму. Тренування трубки полягає в простому включенні апарата в мережу через регульоване джерело напруги й здійсненні ряду знімків. Найкраще для тренування використати лабораторний автотрансформатор. Починати тренування потрібно з напруги 180 Вольт. При цій нарузі потрібно зробити ряд знімків з установками 10 - 15 мАс.

Перевірку величини анодного струму потрібно робити при підключеному до апарата міліамперметрі. Якщо при опорі мережі 2 Ом і напрузі мережі 220 В струм трубки лежить у межах від 16 до 20 мА, то ніяких додаткових регулювань робити не треба. Якщо ж анодний струм трубки виходить за зазначені межі, то потрібно відрегулювати розжарення за допомогою регулюючого реостата.

Для того, щоб відрегулювати розжарення трубки, потрібно відгвинтити універсальним ключем затискне кільце вікна для зміни трубки, вийняти пластмасовий ковпак. Потім через люк, що утворився, не виливаючи масла з бака, за допомогою викрутки послабити гвинт движка реостата й пересунути реостат у потрібному напрямку. Пересування реостата проти годинникової стрілки приводить до збільшення струму трубки, по годинниковій стрілці - до зменшення. Для зміни значення струму трубки на 1 мА потрібно пересунути движок реостата на 2-3 мм.

Після підстроювання потрібно затягти гвинти движка, поставити на місце ковпак, затискне кільце й виконати всі операції по зборці моноблока. Якщо струм й у цьому випадку вийде за межі 16-20 мА, то потрібно повторити підстроювання.

Якщо під час знімка апарат поводить себе спокійно, не чути звуків розрядів і гулу усередині моноблока, потрібно підняти напругу на 10 Вольт і повторити серію знімків. При першому ж тріску або гудінні усередині моноблока потрібно відпустити кнопку знімків на виносному пульті й через якийсь час повторити випробування. Так поступово варто підвищити напругу на вході апарата до 230 + 235 Вольт. Якщо апарат при цьому витримає випробування, тренування вважається закінченим й можна приступити до нормальної експлуатації апарата.

Регулювання маслорозширювачів

Моноблок має чотири малорозширювачів, що компенсує зміна обсягу масла в моноблоці при зміні температури. Температура масла в баці може змінюватися в досить широких межах. Зміна обсягу малорозширювачів розраховано на зміну температури масла від мінус 40 градусів Цельсія (температура навколишнього повітря при транспортуванні взимку) до +80° градусів Цельсія (максимально можлива температура при роботі).

При температурі масла в моноблоці +20 градусів Цельсія зміни обсягу малорозширювачів на стиск і на розширення повинні бути рівні один одному. Саме по цьому правильне настроювання малорозширювачів зручніше за все робити при температурі +20 градусів Цельсія.

Суть настроювання полягає в тому, що при відкритому вікні для виходу променів два маслорозширювачів надуваються повітрям так, щоб вони зайняли усередині бака своє природне положення, а із двох інших повітря відсмоктується так, щоб вони виявилися повністю стислими. У цьому положенні через вихідне вікно моноблока доливається потрібна кількість масла, потім обережно уставляється пластикове вікно й загвинчується гайка. При цьому потрібно стежити, щоб під вікном не залишилося пухирців повітря.

VII. Висновки

На лабораторній роботі вивчили особливості принципів побудови, конструкції, складу та принципу дії апарату рентгенівського діагностичного «Арман-1», робота схеми електричної принципової апарату, експлуатація та міри безпеки, робота та технічне обслуговування РДА.

Додаток 1

Перелік елементів електричної схеми апарату

Позначення за схемою	Найменування і функціональне призначення	Тип	Основні дані, номінал	К-ть
1	2	3	4	5
Л	Рентгенівська трубка	1,6БДМ9-90	1,6 кВт, 90кВ	1
ТрГ	Головний трансформатор	-		1
ТрШ	Трансформатор живлення реле міліамперсекунд	-		1
РзШ	Захисний розрядник	РБ-5		1
Т1Ш	Тиристор котушки силового контактора	КУ201Б		1
Т2Ш	Транзистор підсилювача струму реле міліамперсекунд	МП42Б		1
РШ	Виконуючий реле міліамперсекунд	РПСІВ/4		1
КШ	Силовий контактор	Р30У		1
Д1П	Протирозрядний діод	Д22Б		1
Д2П	Світлодіод наявності анодного струму	АЛ102Б		1
Д3П	Стабілітрон—обмежувач напруги на світлодіоді	Д80Е		1
Д1Ш	Випрямний діод котушки силового контактора	Д226Б		1
Д2Ш	Випрямний діод підсилювача в реле міліамперсекунд	Д22Б		1
Д3Ш	Опорний стабілітрон реле міліамперсекунд	Д808		1
Д4Ш	Діод захисту ланцюга емітер база підсилюючого транзистора	Д226Б		1
П9П	Перемикач уставок реле міліамперсекунд	ППВ-1-1-1		1
КнП	Кнопка знімків на пульті керування	МП-110		1
РГ	Реостат підгонки струму розжарення трубки	-		1

1	2	3	4	5
R1П	Резистор установки 4 мАс	МЛТ-0,5	300 Ом 5%	1
R2П	Резистор установки 6 мАс	МЛТ-0,5	3,3 кОм 5%	1
R3П	Резистор установки 10 мАс	МЛТ-0,5	8,2 кОм 5%	1
R4П	Резистор установки 15 мАс	МЛТ-0,5	16 кОм 5%	1
R5П	Резистор установки 25 мАс	МЛТ-0,5	30 кОм 5%	1
R6П	Резистор установки 40 мАс	МЛТ-0,5	51 кОм 5%	1
R7П	Резистор установки 60 мАс	МЛТ-0,5	82 кОм 5%	1
R8П	Резистор установки 100 мАс	МЛТ-0,5	130 кОм 5%	1
R9П	Головний резистор реле міліамперсекунд	МЛТ-2	5,1 кОм 5%	1
R10П	Резистор розряду вимірювального конденсатора	МЛТ-0,5	100 Ом 20%	1
R11П	Резистор - обмежувач струму світло діода	МЛТ-0,5	200 Ом 20%	1
R1Ш	Погашаючий резистор котушки силового контактору	МЛТ-2	1,5 кОм 20%	1
R2Ш	Погашаючий резистор котушки повернення поляризованого реле	МЛТ-0,5	68 кОм 20%	1
R3Ш	Резистор - імітатор витоку тиристора	МЛТ-0,5	68 кОм 20%	1
C1Ш	Конденсатор згладжування і затримки спрацьовування силового контактора на відпуск	К-50-6	5мкф; 160 В	1
C2Ш	Вимірювальний конденсатор реле міліамперсекунд	К-50-6	Підбирається при підстройці	1
C3Ш	Згладжуючий конденсатор	К-50-6	10мкф 10 В -20+80%	1
I-1	Роз'єм моноблока	РШАВПБ-6		1
I-1	Роз'єм підставки основи	РШАГПБ-6-1		1
I-2	Роз'єм пульта управління	РШАВКП-6-1		1
I-2	Роз'єм підставки основи	РШАГПБ-6		1
I-3	Вилка 2-х полюсна із заземляючим контактом для підключення апарату до мережі	У-95-Б		1

Звіт з лабораторної роботи 1

Протокол дослідження

Дослідження режимів роботи апарату наведені в таблиці 1.

Таблиця 1

Експозиція, мА·с	Анодна напруга, кВ	Анодний струм, мА	Експозиційна доза, мР
4	3,75	0,72	1,030
6	4,49	1,08	1,546
10	10	1,8	2,577
15	11,23	2,7	3,865
25	18,75	4,5	6,443
40	29,98	7,207	10,3
60	44,96	10,81	15,46
100	75	18	25,77

Розрахунки проведені з наступних міркувань. Доза у рентгенах розраховується з співвідношення $1\text{Кл/кг}=3880\text{ Р}$.

Доза у Кл/кг характеризує ступінь іонізації камери рентгенівської трубки і напряму та залежить від експозиції. Отже,

$$D(\text{мР}) = \frac{\text{експозиція, } A \cdot c}{3880}.$$

Анодна напруга і струм пропорційні до експозиції знімку, отже, їх можна визначити за допомогою пропорційних співвідношень.

Розрахувати дозу випромінювання на 4;6;10 мАс для черепа на відстані 1;5;10см.

Таблиця 2

Експозиційна доза, мР	D(x), мР	Відстань x, м		
		X1	X2	X3
		0.01	0.05	0.1
1.030	D1	0.52039 мР	0.129 мР	0.023 мР
1.546	D2	1.137663 мР	0.199683 мР	0.0061571 мР
2.577	D3	2.016543 мР	1.65081 мР	0.0585721 мР

Доза випромінювання розраховується по формулі:

$$D_x = D_0 \cdot e^{-\mu x}$$

$$D_0 = k \times I \times U^2 \times z$$

де U, I-напруга і сила струму в рентгенівській трубці

k-коефіцієнт пропорційності ($k=10^{-9} \text{ В}^{-1}$)

z-порядковий номер атома речовини анода (для вольфрама $z=74$)

При експозиції 4мАс анодна напруга і анодний струм будуть такими:

U=3,75 кВ I=0,72 мА

μ -масовий коефіцієнт послаблення

Для кістки черепа ($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$) він буде такий:

$$\mu = (3 \times 20^3 + 2 \times 15^3 + 8 \times 8^3) \times 10^{-3} = 34,8$$

Отже, підставивши значення, маємо:

$$D_x = D_0 \cdot e^{-\mu x}$$

$$D_1 = 10 \cdot e^{-34,846 \cdot 0,01} = 7,057 \text{ мР}$$

$$D_2 = 20 \cdot e^{-34,846 \cdot 0,05} = 3,502 \text{ мР}$$

$$D_0 = k \times I \times U^2 \times z = 10^{-9} \times 74 \times 0,72 \times 10^{-3} \times (3,72 \times 10^3)^2 = 0,737 \text{ мР}$$

$$D = D_0 \times e^{\mu \cdot x} = 0,737 \times 10^{-3} \times e^{-34,8 \cdot 0,1} = 0,023 \text{ мР}$$

Висновки:

Рентгенівські апарати різноманітні за своєю конструкцією, хоча фактично діючим вузлом апарату є трубка, яка випромінює промені рентгенівського діапазону. Згідно класифікації, досліджений апарат Арман-1 віднесений до переносних пристроїв.

Це дозволяє легко транспортувати його як між приміщеннями окремої лікарні, так і в польових умовах.

Робота з пристроєм потребує пильності і виконання правил безпеки як в лікарняних палатах, так і в інших умовах використання.

Електрична схема пристрою досить проста та раціональна, забезпечує правильну роботу пристрою достатньо якісно згідно з паспортними даними.

Міністерство освіти і науки, молоді та спорту України
Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут»

Кафедра виробництва приладів

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА 2
з дисципліни «Променева техніка»

Принципи побудови та робота джерел рентгенівського
випромінювання: рентгенівської трубки, моноблоку, випромінювача.
Регламент наладки та обслуговування.

Виконав
студент IV курсу
група

Викладач:
доцент Терещенко М.Ф.

Київ 2011

Лабораторна робота 2

Джерела рентгенівського випромінювання: рентгенівська трубка, моноблок та випромінювач

Мета роботи: Вивчити особливості принципів побудови, конструкції, складу та принципу дії рентгенівської трубки та моноблоку, робота електросхеми живлення , експлуатація та міри безпеки , робота та їх технічне обслуговування .

I. Теоретична частина

- 1.1. Будова , технічні характеристики, склад трубки і моноблоку**
- 1.2. Принципи побудови та робота трубки**
- 1.3. Конструкція моноблоку**
- 1.4. Принципи дії**
- 1.5. Робота електричної схеми**
- 1.6. Головний ланцюг**
- 1.7. Управління моноблоком**
- 1.8. Ланцюги живлення**

II. Міри безпеки

- 2.1. Електробезпека**
- 2.2. Безпека від механічних пошкоджень**
- 2.3. Радіаційна безпека**

III. Режими роботи трубки і моноблоку

IV. Підготовка і порядок роботи рентгенівської трубки

V. Технічне обслуговування трубки та моноблоку

VI. Характерні неполадки та методи їх усунення

VII. Протокол дослідження

VIII. Висновки

I. Теоретична частина

1.1. Будова , технічні характеристики та склад трубки і моноблоку

У апараті використана рентгенівська трубка типу 1,6БДМ9-90; розмір оптичного фокусу 2х2 мм.

Для компенсації зміни об'єму мастила при транспортуванні і експлуатації в моноблоці є чотири маслорозширювачі.

Схема живлення рентгенівської трубки напівхвильова, однонапівперіодна, безвентильна.

Напруга на трубці у всьому робочому діапазоні напруги і опорів мережі в межах від 187 до 235 В стабілізується параметрично і знаходиться в межах від 70 до 80 кВ.

Анодний струм трубки в цьому ж робочому діапазоні лежить в межах від 5 до 30 мА.

При номінальній напрузі мережі 220 В (до включення апарату) і номінальному опорі мережі 2 Ом апарат забезпечує напругу на трубці

75 ± 3 кВ, при анодному струмі 18 ± 2 мА.

Власна фільтрація вихідного вікна кожуха моноблока і шару масла еквівалентна 1,5 мм алюмінію.

Моноблок має можливість повороту у вилці на 30 градусів до колони, на 120 градусів від колони, і навколо вилки на ± 180 градусів від положення для знімків при напрямі пучка променів вниз. У всіх робочих положеннях моноблок фіксується самогальмуючими пристроями.

Переміщення моноблока в горизонтальному напрямі здійснюється за допомогою горизонтальної каретки.



Рис. 2.1. Моноблок



Рис. 2.2. Рентгенівська трубка 1,6БДМ9-90

1.2. Структура та елементи рентгенівської трубки

Трубка складається з накаливого катода й анода, які розташовані у вакуумному об'ємі. Між цими електродами прикладається висока напруга від одиниць до сотень кіловольт.

Схематично така трубка показана на рисунку 2.3.

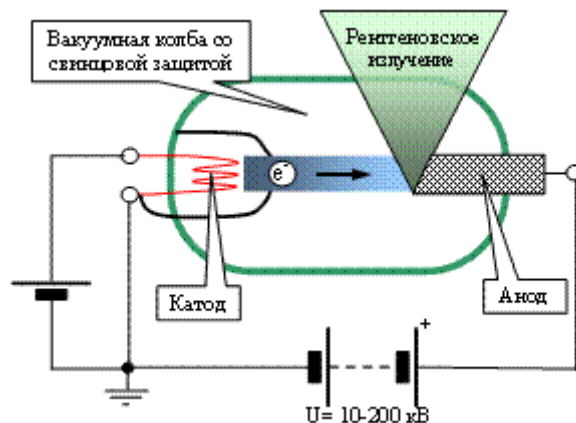


Рис. 2.3. Схематичне зображення рентгенівської трубки.

Напруга на трубці у всім робочому діапазоні напруг й опорів мережі стабілізується параметрично й перебуває в межах від 70 до 80 кВ.

Анодний струм трубки в робочому діапазоні лежить у межах від 5 до 30 мА.

При номінальній напрузі мережі 220 В (до включення апарата) і номінальному опорі мережі 2 Ом апарат забезпечує напруга на трубці 75 ± 3 кВ при анодному струмі 18 ± 2 мА. Рентгенівська трубка в апараті типу 1,6БДМ9-90; розмір оптичного фокуса 2×2 мм (рис.2.2).

1.3. Конструкція моноблоку

Вигляд моноблоку показаний на рис. 2.1, а його конструкція на рис.2.4. Моноблок являє собою металевий бак, усередині якого розміщений високовольтний трансформатор з закріпленою рентгенівською трубкою. Моноблок змінює своє положення на каретці штатива за допомогою вилки й може обертатися, як у самій вилці, так і разом з вилкою навколо осі її хвостовика.

Вилка, у якій обертається моноблок, сконструйована так, що моноблок залишається в рівновазі в будь-якому положенні, і для його фіксації не потрібно додатково ніяких гальмуючих пристроїв.

У хвостовику укріплене штепсельне з'єднання, на якт виведені ланцюги живлення й контролю моноблока.

На бічній стінці моноблока нанесені поділки, що показують кут його повороту в вилці.

Для компенсації зміни обсягу масла при транспортуванні й експлуатації в моноблоці є чотири маслорозширювача.

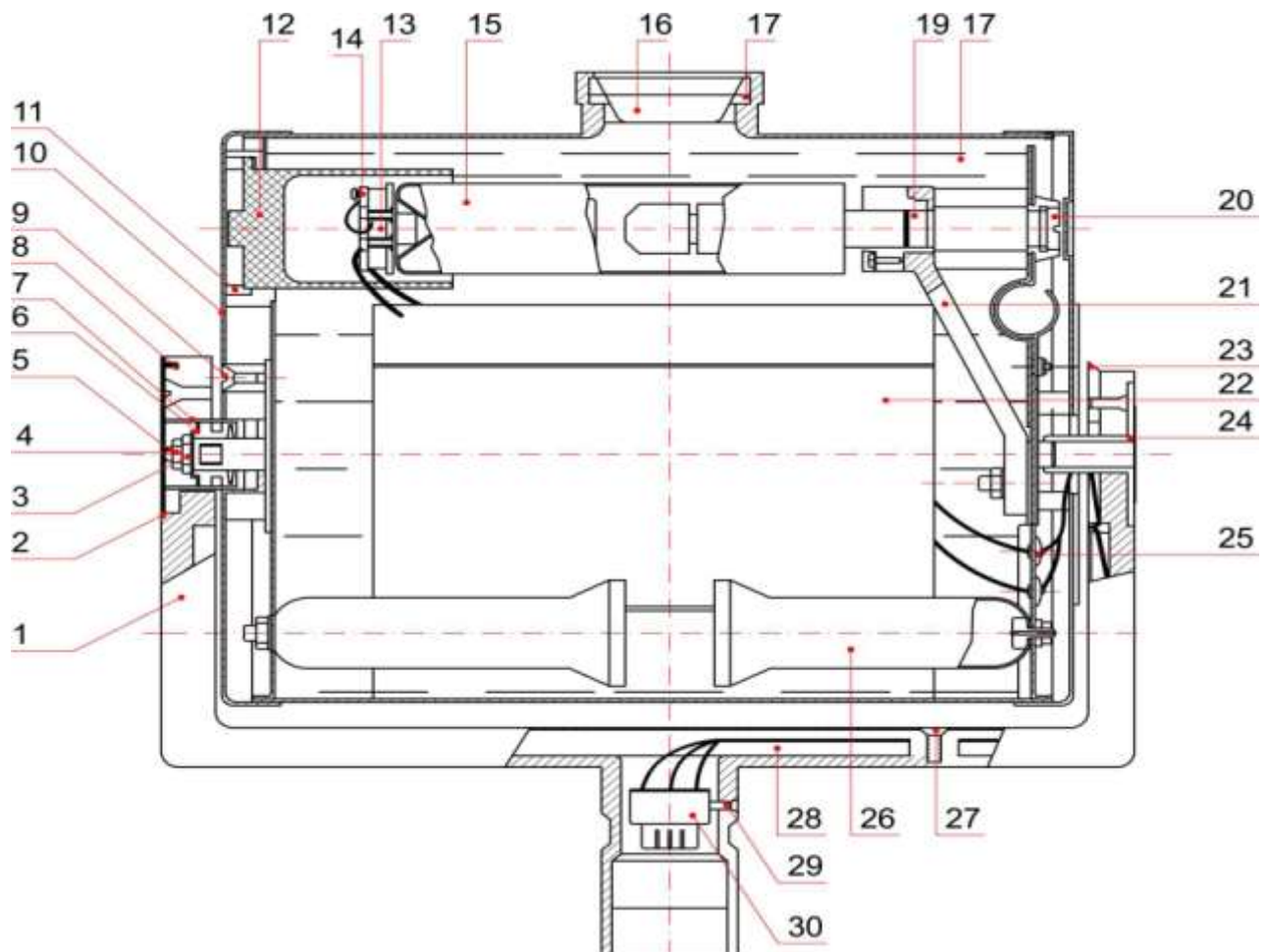


Рис. 2.4 Моноблок

1- вилка; 2 - ковпачок; 3 - контргайка; 4 - гайка фрикційна; 5 - шайба; 6 - пружина; 7 - упорная втулка фрикціону; 8 - винт упорної втулки; 9 - винт боковой кришки; 10 - кришка; 11 - захисне кільце ковпака; 12 - винт кріплення реостата; 13 - ковпак; 14 - реостат; 15 - трубка рентгенівська; 16 - вікно; 17 - зажимне кільце вікна; 18 - масло трансформаторне; 19 - гайка анодна; 20 - анодная пробка; 21 - анодний тримач; 22 - трансформатор; 23 - показчик; 24 - упорна втулка; 25 - виводи; 26 -маслорасширювач; 27 - винт кріплення; 28 – оформлюючі пази; 29 - винт кріплення роз'єму; 30 – роз'єм.

У моноблоці є прозоре вікно для виходу рентгенівських променів і два закритих отвори, призначених для заміни трубки.

1.4. Принцип роботи рентгенівської трубки

Електрони, емітовані з гарячого катода, прискорюються анодною напругою й попадають на анод. У результаті взаємодії з матеріалом анода генерується рентгенівське випромінювання.

У процесі взаємодії прискорених електронів з атомами матеріалу анода випускається два типи рентгенівських квантів. Схема процесів формування рентгенівського випромінювання показана на рис 2.5.

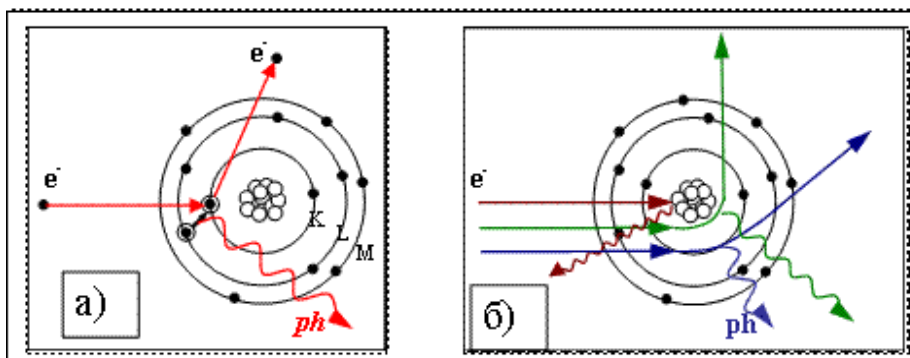


Рис. 2.5. Процеси взаємодії прискорених електронів з атомами анода

Один тип квантів, що випускають, це кванти характеристичного випромінювання з енергіями, обумовленими енергетичними рівнями атомів анода. Вони випромінюються в результаті взаємодії прискорених електронів з електронами атомної оболонки (рис.2.5 (а)). Інший тип це кванти гальмового випромінювання, випромінюються в результаті взаємодії падаючих електронів з потенціалом ядра атома (рис. 2.5 (б)). Спектр гальмового випромінювання є безперервним.

Сумарний спектр, що випускає трубкою, є сумою характеристичного й гальмового випромінювання. На рис. 2.6 суцільною лінією схематично показаний спектр (розподіл по енергіях квантів падаючих в одну секунду на площадку 1 мм^2 , що перебуває на відстані 1 м) рентгенівської трубки з вольфрамовим W анодом при анодній напрузі 120 кВ і струму 1 мА . Спектр розрахований з урахуванням поглинання в матеріалі анода, вихідному вікні й в алюмінієвому Al фільтрі. Пунктиром на малюнку показане поводження спектра без обліку поглинання в матеріалі анода й матеріалі вікна.

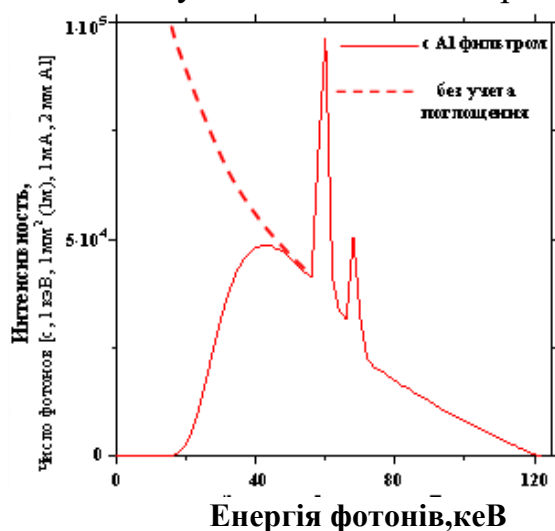


Рис. 2.6. Характерний спектр рентгенівської трубки з W анодом.

Спектр випромінювання рентгенівської трубки залежить як від прискорювальної анодної напруги, так і від струму, що проходить через трубку.

На рис. 2.7 наведені розрахункові спектри від рентгенівської трубки з анодом з вольфраму (W) при різних прискорювальних напругах. Із представленого малюнка видно, що зі збільшенням прискорювальної напруги зростає інтенсивність спектра й енергія рентгенівських квантів. Максимум спектра формується в область високих енергій. При напругах на трубці, перевищуючій поріг формування характеристичних ліній W (67, 65 кеВ), на спектрі з'являються піки характеристичних ліній.

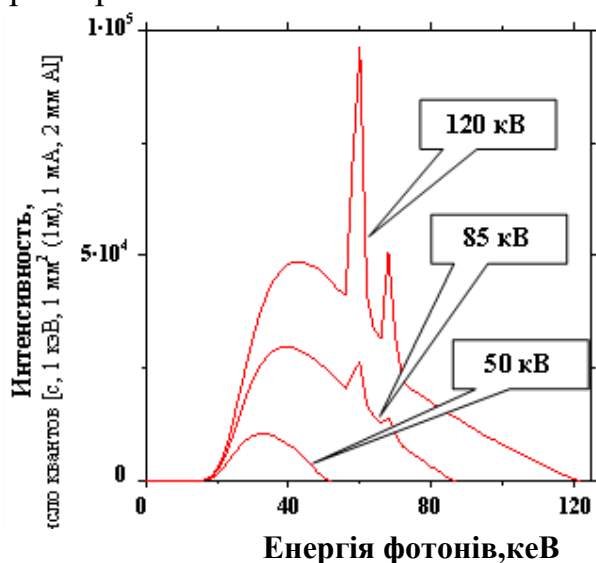


Рис. 2.7. Спектри випромінювання рентгенівської трубки з вольфрамовим W анодом при різних прискорювальних напругах [2].

На рис. 2.8 наведені спектри трубки з W анодом із прискорювальною напругою - 50 кВ, при різних анодних струмах. З малюнка видно, що інтенсивність спектра росте лінійно зі збільшенням струму через трубку. При цьому форма спектра не змінюється. Представлені в роботі спектри рентгенівських трубок розраховані за допомогою комп'ютерної програми [1] адаптованої для розрахунку спектрів медичних рентгенівських трубок [2].

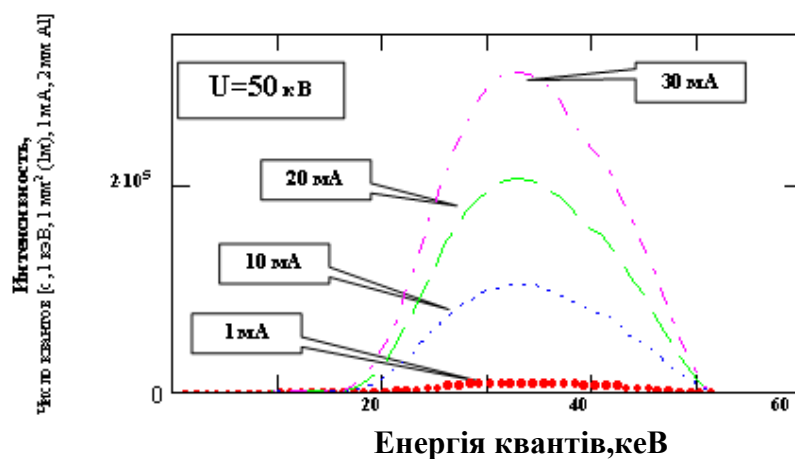


Рис. 2.8. Спектр трубки з вольфрамовим анодом при різному анодному струмі

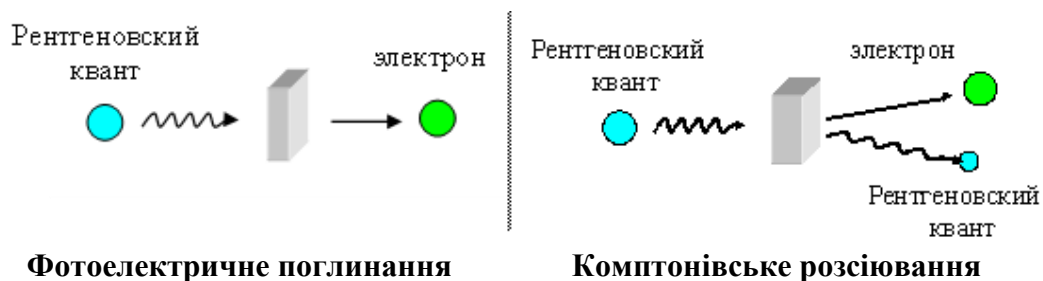


Рис. 2.9. Основні процеси взаємодії рентгенівських квантів з речовиною

При фотоелектричному поглинанні відбувається поглинання падаючого кванта електронами атомної оболонки й утворення вільного електрона з енергією, порівнянної з енергією поглиненого кванта (рис.2.9). Більше точний опис процесу представлений у монографії [3].

Крім цього, при проходженні рентгенівського випромінювання через речовину може спостерігатися процеси, коли викинутий з атома електрон одержує лише частину енергії падаючого кванта й називається електроном віддачі. Інша енергія випромінюється у вигляді кванта з меншою енергією, чим у падаючого кванта. Таке розсіювання називається комптонівським. Напрямок випромінювання виниклого рентгенівського кванта довільний. Комптонівське розсіювання має місце на зовнішніх слабозв'язаних електронах атома, або на електронах кінцевих орбіт.

Моноблок має можливість повороту в хвостовику на 30 градусів до колони, на 120 градусів від колони, і навколо вилки на ± 180 градусів від положення для знімків при напрямку пучка променів униз. У всіх робочих положеннях моноблок фіксується самогальмуючими пристроями. Переміщення моноблока в горизонтальному напрямку здійснюється за допомогою горизонтальної каретки.

1.5. Принцип дії

Схема живлення рентгенівської трубки

Апарат «Арман-1» 8ЛЗ-Ф виконаний за полухвильовою безвентильною схемою. Рентгенівська трубка приєднана безпосередньо до виходів вторинної обмотки високовольтного трансформатора. Середня точка вторинної обмотки заземлена. Нитка розжарювання рентгенівської трубки живиться від обмотки того ж трансформатора. При подачі напруги на первинну обмотку вторинна напруга з'являється на аноді трубки миттєво, в той же час, як на розігрів нитки розжарювання потрібно якийсь час (практично 0,2-0,3 сек.) В результаті цього анодний струм, а отже і випромінювання, з'являється не відразу після включення кнопки знімків, а з невеликою затримкою.

Стабілізація напруги на трубці

Параметри головного трансформатора так узгоджені з рентгенівської трубкою, що робоча напруга практично не залежить від коливання напруги мережі (у межах від 187 до 235 Вольт) і опору мережі (у межах до 3 Ом) При всіх цих коливаннях вхідної напруги, анодна напруга на рентгенівській трубці відхиляється від номінального значення 75 кВ не більше, ніж ± 3 кВ. При

цьому величина струму рентгенівської трубки при різних напругах мережі сильно змінюється.

Таким чином в апараті «Арман-1» практично здійснюється стабілізація робочої напруги на трубці і, відповідно, жорсткість випромінювання.

Вибір експозиції по параметрам міліамперсекундам

В апараті застосовано реле міліамперсекунд, яке дозволяє заздалегідь встановлювати експозицію рентгенівського знімка у відповідності з будь-якою з восьми фіксованих уставок від 4 до 100 мАс. Включений кнопкою знімків апарат автоматично вимикається, коли рентгенівська трубка видасть попередньо задану кількість міліамперсекунд незалежно від напруги мережі та анодного струму.

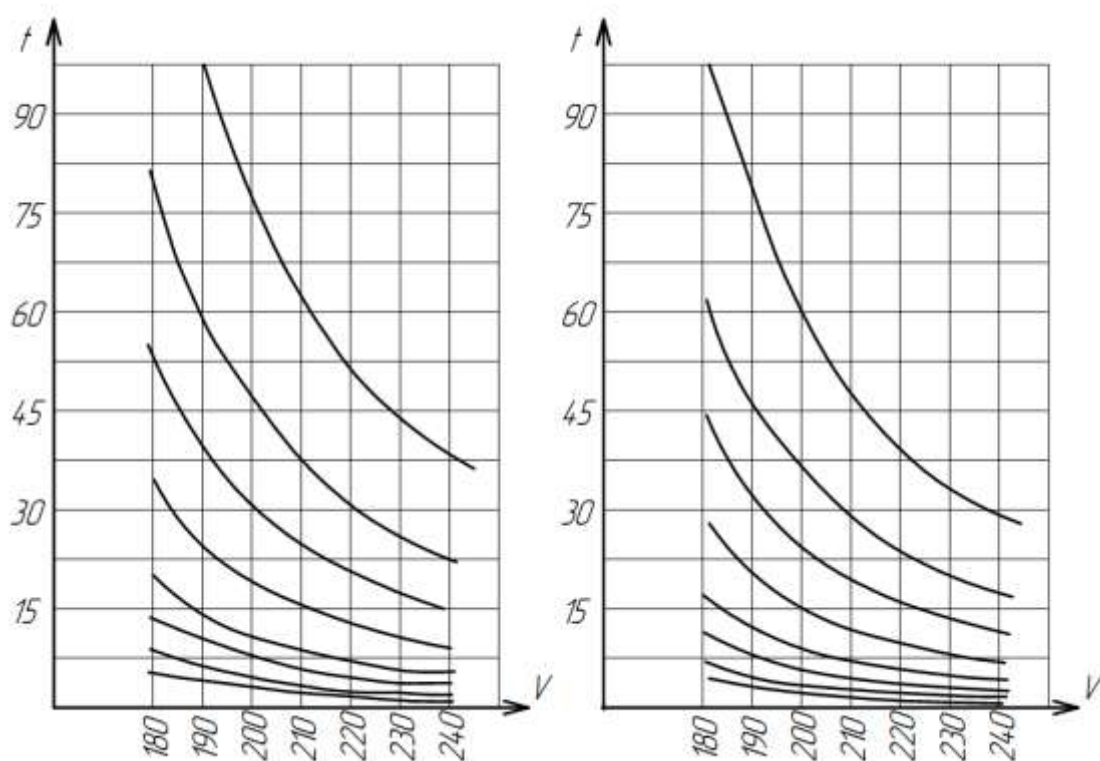


Рис.2.10 Графіки залежності анодної напруги f (кВ) від мережевої напруги V (В) живлення

Стабільність знімків

Поєднання двох головних переваг апарата - незалежність жорсткості рентгенівського випромінювання трубки від стану мережі та встановлення експозиції по міліамперсекундам - забезпечує незмінну стабільну щільність почорніння плівки при однаковості умов знімка (об'єкт зйомки, фокусна відстань) (рис.2.10).

Це дуже зручно, тому що обслуговуючому персоналу не потрібно піклуватися про будь-які поправки на стан мережі.

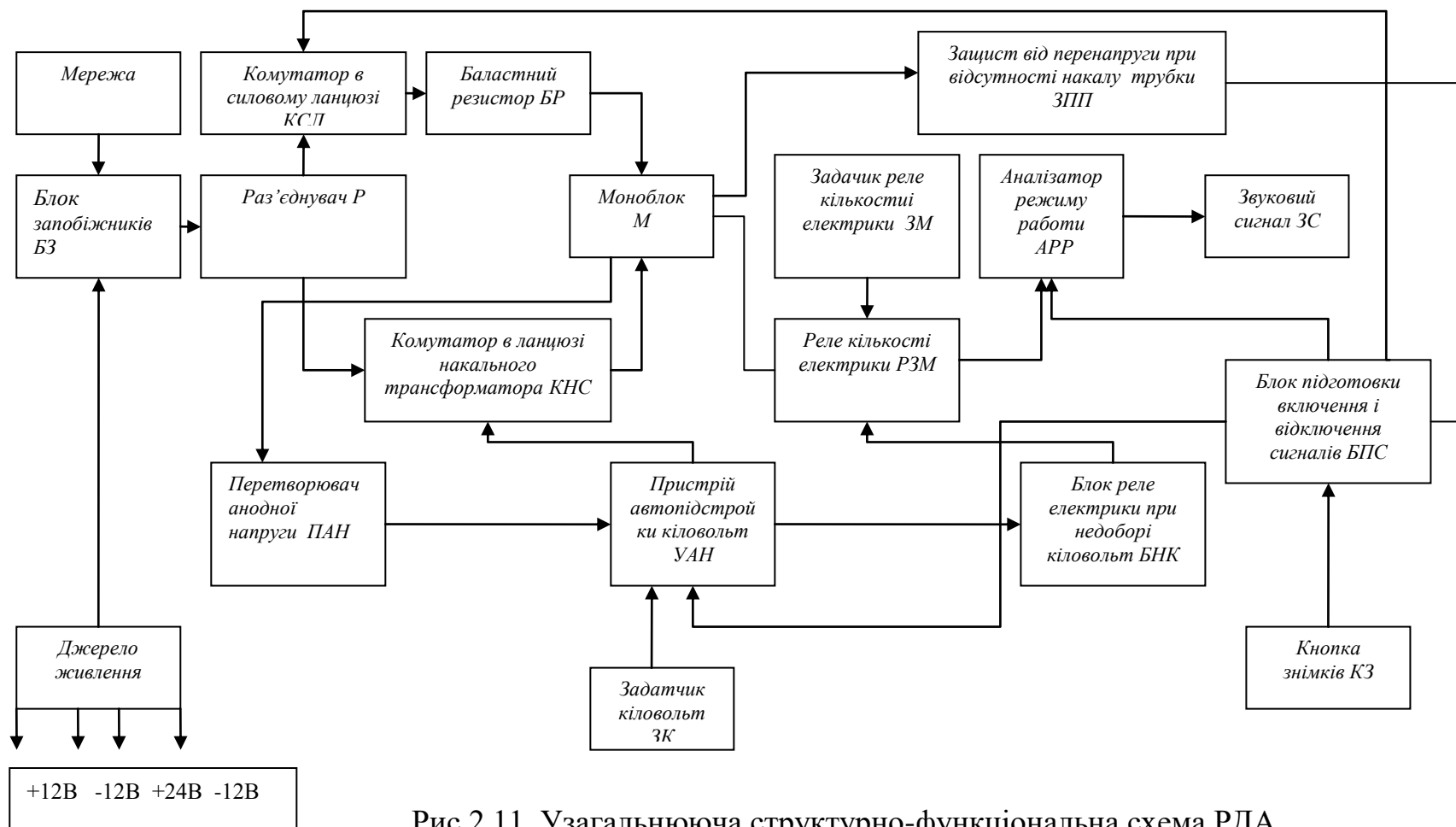


Рис.2.11. Узагальнююча структурно-функціональна схема РДА

1.6. Робота РДА по структурно-функціональній та електричній схемам

На рис.2.11 зображена структурно-функціональна схема РДА, а на рис.9 (л.р. 1,с.18) –електрична принципова схема РДА «Арман-1».

Позначення елемента на схемі, а також у тексті описів і на ілюстраціях, складається з 2 або 3 частин.

Перша буквена частину позначення вказує вид елемента (наприклад: Д - напівпровідниковий діод, К - контактор, Р - реле, П - перемикач, Т - транзистор і тиристор, Тр - трансформатор, С - конденсатор, R - резистор і т. п.) .

Остання частина позначення вказує ту складальну одиницю або частина конструкції, де цей елемент знаходиться.

Буквами позначені: Г - моноблок, П - пульт управління, Ш - штатив.

Якщо в цій складальній одиниці знаходиться декілька однотипних елементів, наприклад резисторів, то в позначення вводиться третя складова частина. Це або цифра вказує порядковий номер елемента, або буква, що характеризують елемент з точки зору його застосування. Ця частина позначення розташовується між частинами 2, описаними вище.

Так наприклад ДЗП означає діод напівпровідниковий, третій по порядку в пульту управління.

Перелік елементів схеми з їх даними наведено у додатку1(с.33-34).

Електрична схема апарата складається з головного ланцюга, реле міліамперсекунд і котушки контактора.

1.7. Головний ланцюг

До головних ланцюгів відносяться ланцюга, по яких протікає навантажувальний струм при роботі апарату.

До цих ланцюгів відносяться: ланцюг запобіжника гірш, що замикає контакти контактора КШ, первинна обмотка трансформатора ТРГ, ланцюг вторинної обмотки трансформатора ТРГ і рентгенівської трубки ЛГ, ланцюг світлового і захисного діодів Д2П і ДЗП і вимірювальні ланцюга реле міліамперсекунд, до яких відносяться опору R1П- R9П і ємність С2Ш.

У головного ланцюга апарату встановлено захисний газовий розрядник РВГ. Робочий струм протікає в нього тільки при обриві в вимірювальному ланцюзі реле міліамперсекунд або при розгерметизації трубки.

Підключення апарата до мережі здійснюється простим включенням стандартної трештирькової штепсельної вилки в трехгнездную настінну розетку (або в двухгнездную розетку за допомогою перехідної колодки.

Включення знімка відбувається при замиканні контактором КШ ланцюга первинної обмотки трансформатора ТРГ. При закінченні знімка реле міліамперсекунд відключає котушку контактора і, отже, трансформатор.

1.8. Управління моноблоком

До основних елементів схеми міліамперсекунд відносяться: вимірювальний конденсатор С2Ш, перемикачі при виборі експозиції резистори R1П- R8П, шунтувальний резистор R9П, транзистор Т2Ш і поляризоване реле РШ.

Вибір установки міліамперсекунд здійснюється перемикачем ПЕП; при цьому в ланцюг заряду конденсатора С2Ш включається один з резисторів R1П- R8П.

Вимірювальний конденсатор С2Ш включений в ланцюг вторинної обмотки високовольтного трансформатора ТРГ у заземленою середньої точки.

Як видно зі схеми, коли кнопка знімка КНП знаходиться в відпущеному стані, вона своїми розмикаючими контактами КНП (21-29) через резистор R10П повністю розряджає конденсатор С2Ш і напруга на ньому в цьому випадку дорівнює нулю.

При знімку частина анодного струму проходить по колу: С2Ш, діод Д1П, один з перемикаючих резисторів R1П- R8П (інша частина анодного струму проходить по шунтуючого резистора R9П). Конденсатор С2Ш при цьому заряджається.

Поки напруга на конденсаторі менше 8 Вольт (тобто менше напруги пробією стабілітрона Д3Ш), струм в ланцюзі стабілітрона відсутній. Після заряду конденсатора до 8 Вольт в ланцюзі стабілітрона потече струм; цей же струм піде по ланцюгу емітер-база транзистора Т2Ш, включеного за схемою з загальним емітером. У ланцюг колектора цього транзистора включена обмотка двопозиційного поляризованого реле без переваги РШ. Ця обмотка реле живиться від вторинної обмотки допоміжного трансформатора ТрШ через діод Д2Ш.

Транзистор Т2Ш виконує роль підсилювача струму. Як тільки в ланцюзі емітер-база потече хоча б зовсім слабкий струм, а це станеться після пробією стабілітрона Д3Ш, він буде багаторазово підсилений транзистором і поданий в обмотку реле РШ. Це призведе до розриву контактів, керуючих контактором знімка КШ, тобто до закінчення знімка.

Первинна обмотка трансформатора ТрШ живиться від тих же точок, що і обмотка головного трансформатора ТрГ і тому живлення на них подається і знімається одночасно.

1.9. Ланцюги живлення

Для здійснення управління силовим контактором КШ за допомогою поляризованого реле застосований тиристор Т1Ш.

Як відомо на постійному струмі тиристор управляємо тільки в одному напрямку - на включенні. Якщо використовувати тиристор на змінному або пульсуючому зі спадами до нуля струмі, то він стає керованим і на відключення, так як при переходах анодного напругах тиристори через нуль він встигає згаснути і відновити свої непровідні властивості.

Працює схем включення контактора наступним чином.

Поки кнопка КнП знаходиться в ненажатом стані та контакти КнП (5-7) розімкнені, за елементами схеми все же є електричний струм, хоча величина його у багато разів менше робітника. Цей незначний струм тече через резистор R1Ш, (служує при роботі додатковим опором для котушки контактора КШ і обмежує струм в ній до робочої величини), резистор R 2Ш (опір якого обмежує струм через котушку реле РШ), котушку поляризованого реле РШ (яка потрібна для того, щоб повертати якір реле в початкове положення і утримувати в цьому положенні), через замкнуті контакти реле РШ, керуючий електрод тиристора Т1Ш, діод Д1Ш і котушку контактора КШ.

Точки схеми 7-9 шунтуються резистором R3Ш. Цей резистор потрібен для того, щоб у разі розриву контакторів РШ ланцюг котушки реле РШ не залишався знеструмленим.

Конденсатор С1Ш виконує роль згладжуючого фільтра. Без нього якір контактора КШ буде вібрувати.

Діод Д1Ш потрібен для того, щоб в ланцюзі обмотки реле РШ завжди протікає струм одного напрямку, навіть у тому випадку, коли тиристор Т1Ш замкнений.

Якір поляризованого реле РШ при знеструмлених котушках може знаходитися в будь-якому з двох положень: крайньому правому або крайньому лівому (за схемою). Якщо якір знаходиться в правому положенні, то через керуючий електрод тиристора Т1Ш протікає струм. При замкнутій кнопці КнП (5-7) цей струм буде малим і недостатнім, як для спрацювання контактора КШ, так і для відмикання тиристора. Якщо при розімкнутої кнопці КнП (5-7) якір реле РШ опиниться в лівому положенні, наприклад при сильному поштовху або ударі по корпусу реле, струм, що протікає по обмотці реле РШ (6-7) зараз же переведе якір в праве положення.

При натисненні на кнопку знімків КнП точки 5-7 закорочуються, струм в ланцюзі збільшується і досягає величини, достатньої для відкриття тиристора. Через тиристор ТШ починає текти робочий струм контактора, контактор спрацює і включає головний трансформатор.

Після закінчення експозиції та спрацювання реле міліамперсекунд котушка реле РШ (8-27) розриває контакти РШ (7-11), струм в ланцюзі керуючого електрода тиристора зникає, котушка контактора КШ знеструмлюється, контакти КШ розриваються і знімок припиняється.

Якщо кнопку КнП відпустити під час знімка, то знімок зараз же припиниться.

Конденсатор С1Ш, включений паралельно котушці контактора, здійснює деяку затримку відключення контактора. Це необхідно для синхронізації моменту розриву контактів з моментом переходу споживаного з мережі струму через нульову фазу. Ємність конденсатора С1Ш (10мкф) вибрана таким чином, щоб після замикання тиристора контакти КШ розмикалися в момент, коли миттєве значення струму в головного ланцюга дорівнює 0, тобто без іскри.

Якщо в процесі роботи конденсатор С1Ш вийде з ладу і його

знадобитися замінити, не ставте на його місце випадковий конденсатор. Це саме той випадок, коли величина ємності повинна витримуватися точно.

Якщо припинити знімок передчасним опусканням кнопки, не чекаючи, коли реле міліамперсекунд відрахує обрану уставку, то розрив контактів КШ не буде синхронізований з мережею на контактах може спостерігатися іскріння. Тому кнопку під час знімка потрібно тримати до тих пір, поки реле само не вимкне апарат.

2. Вказівки заходів безпеки

Загальні правила.

При роботі з рентгенівським апаратом «Арман-1» (8ЛЗ-Ф) слід керуватися вказівками 2.1, 2.2, 2.3 (с.21-23).

Слід пам'ятати, що при неправильній роботі на апараті ви піддасте небезпеки не тільки своє життя і здоров'я, а й життя і здоров'я пацієнта.

Увага: апарат не можна застосовувати у вибухонебезпечному середовищі, наприклад, в атмосфері парів ефіру або циклопропану.

3.Режими роботи трубки і моноблоку

За будь-яких умовах мережі живлення апарату забезпечує можливість отримання рентгенівських знімків при наступній циклічності:

Перший знімок 100 мАс , перерва 30 с

Другий знімок 100 мАс , перерва 30 с

Третій знімок 100 мАс

Перерва до закінчення 15 хв від початку першого знімка і багаторазове повторення зазначеного циклу.

Цей режим є режимом найбільшого навантаження.

Допускається виконання знімків в будь-якому іншому режимі з умовою, що загальна кількість міліамперсекунд за 15 хв роботи не буде перевищувати 300, а перерви між окремими знімками будуть не менше 30 с.

На малих значеннях установки міліамперсекунд (від 4 до 25) знімки можуть слідувати один за одним зі скільки завгодно малими перервами, але так, щоб загальне число міліамперсекунд не перевищило 100, після чого необхідна перерва не менше 30 секунд. Для такого режиму залишається в силі вимога, щоб за 15 хвилин роботи число міліамперсекунд не перевищило 300.

Апарат може працювати необмежено довго в повторно багатократному часовому режимі, якщо тривалість перерви між окремими знімками не буде меншою, ніж разрахована за формулою $t = q/20$, де t - необхідний час перерви між знімками в хвилинах;

q - обрана експозиція в міліамперсекундах.

ПРИКЛАД: Апарат повинен довгостроково працювати в режимі повторюваних знімків з експозицією 6 мАс. Мінімальний час перерви між знімками повинно бути 0,3 хвилини, тобто 18 секунд.

Робота з апаратом у лікарняних палатах

Апарат «Арман-1" призначений, в основному, для діагностики в лікарняних палатах. Незалежність його роботи від стану мережі дозволяє використовувати його в будь-якому приміщенні медичного закладу.

Транспортування апарату по поверху може виконуватися на його колесах, в зібраному вигляді. При пересуванні по підлозі потрібно дотримуватися обережності і уникати поштовхів і ударів.

Транспортування з поверху на поверх здійснюється в ліфті вручну в розібраному вигляді.

Підстава апарату сконструйована так, що може проходити між ліжками при звичайному їх розташування. В цей му випадку зібраний апарат потрібно всовуються між ліжками так, щоб спочатку всунувся одна лапа, а потім при повороті апарату, інша.

Робота апарату в польових або в експедиційних умовах

Виробництво знімків на апараті в польових і експедиційних умовах не відрізняються від виробництва знімків в палаті. Головною турботою обслуговуючого персоналу в цьому випадку повинна бути турбота про зовнішній стан апарата. Ретельно оберігайте апарат від атмосферних впливів. До таких дій відноситься підвищена вологість, вогкість, різкі зміни температури.

Футляри досить надійно захищають апарат, як від механічних, так і від атмосферних впливів, тому транспортування в польових умовах потрібно обов'язково проводити в футлярах.

Слід побоюватися конденсації вологи на поверхні штатива і моноблока при вийманні з футлярів в теплому приміщенні апарату, який тільки що транспортувався на морозі. У цьому випадку слід дати зігрітися апарату в футлярах і лише після цього виймати і збирати його.

При транспортуванні апарату в умовах високої вологості розміщуйте футляри у вологонепроникні поліхлорвінілові або поліетиленові мішки або чохли, або обгортають їх целофаном.

4. Підготовка і порядок роботи рентгенівської трубки

Загальні вказівки

Перш ніж приступити до роботи з апаратом в даному приміщенні, слід упевнитися, що мережева розетка, до якої буде підключений апарат, дійсно підключена до мережі змінного струму з номінальною напругою 220 Вольт.

Приєднання апарату до мереж з іншими номінальними напругою, а також до мереж постійного струму неприпустимо, тому що це може призвести до повного виходу апарату з ладу.

Порядок роботи на апараті

Робота з апаратом після того, як він із зарядженими касетами доставлений в дане приміщення, повинна вироблятися в наступному порядку:

- а) переконайтеся, що мережа в даному приміщенні має номінальну напругу 220 В;
- б) зберіть апарат;

- в) закрийте вихідна вікно моноблока свинцем товщиною 3-4 мм або шматком просвінцovanного скла;
- г) заземлити апарат і підключіть його до мережі;
- д) перевірте апарат, зробивши одне-два пробних включення;
- е) вимкніть апарат від мережі (вийнявши вилку шнура живлення з розетки);
- ж) зніміть захист з вікна моноблока;
- з) встановіть на моноблоці необхідний тубус;
- и) підготуйте (встановіть або покладіть в потрібне положення) пацієнта;
- к) встановіть в потрібне положення заряджену касету;
- л) зорієнтуйте моноблок апарату щодо пацієнта і касети і встановіть потрібне фокусна відстань;
- м) увімкніть вилку кабелю в розетку;
- н) встановіть перемикачем ручного пульта необхідну експозицію в міліамперсекундах;
- о) відійдіть від апарату на відстань, допустиме кабелем ручного пульта;
- п) попередьте пацієнта про необхідність дотримуватися нерухомості;
- р) включіть знімок натисканням на кнопку ручного пульта.

Порядок складання апарата

Складання апарату, покладеного в футляри, проводиться в такій послідовності:

- а) лапи підстави на шарнірі зведіть і стягніть між собою болтами розташованими на правій лапі;
- б) нижній відрізок колони надіньте, обертаючи рукоятку, каретку;
- в) ручку рукоятки каретки вийміть з рукоятки і вставте в неї з протилежного боку;
- г) на нижню частину колони надіньте, обертаючи рукоятку, каретку;
- д) з нижнім відрізком колони зістикують середній відрізок;
- е) розпряміть стягнутий гвинт колони і зафіксуйте муфтою;
- ж) верхній відрізок колони разом зі стяжним гвинтом зістикують із середнім відрізком і обертанням рукоятки до упору стягніть всі три частини колони;
- з) в отвір кронштейна каретки вставте хвостовик вилки моноблока і замкни фіксатором;
- и) з Вилки штепсельні роз'єми моноблока зістикують гніздо роз'єму п'ятижильного кабелю, що йде з підстави, і затягніть накидною гайкою;
- к) в спеціальне гніздо на каретці вставте пульт управління. Вилки штепсельні роз'єми пульта вставте в гніздо на підставі апарату;
- л) на вихідну вікно моноблока навінтіте що потребується тубус.

Підключення до мережі і заземлення

Перед приєднанням до мережі апарат повинен бути заземлений.

У разі живлення від звичайної двополюсної розетки (не має заземлюючого контакту) спочатку надійно приєднайте заземлюючий провід

перехідної колодки до заземлення (до заземлювального клеми контуру будівлі, до водопровідної труби або труби діючого водяного опалення за допомогою затискача і т. п.). Зажим проводу заземлення може бути закріплений на трубах діаметром від 20 до 40 мм.

Перед зміцненням затиску на трубі потрібно зачистити до металевого блиску поверхню труби хоча б в одній точці (в тій, в яку буде опиратися гвинт затискача) і зміцнити затискач на трубі. На струбцінці є клема, до якої підключається наконечник заземлюючого проводу.

Після заземлення апарат підключається до мережі. Для цього вилка мережевого кабелю апарату вставляється в розетку перехідної колодки, а вилка мережевого кабелю колодки - у настінну розетку.

У разі живлення від триполюсної мережевої настінної розетки з заземлюючим контактом перехідна колодка не потрібна. Включення в мережу і заземлення при цьому здійснюється одночасно при включенні в розетку мережевого кабелю апарату, що закінчується триполюсною виделкою.

Пробне включення

Для того, щоб переконатися в справному стані апарату (особливо, якщо він деякий час не використовували), слід зробити кілька пробних включень.

Перед тим, як включити апарат в мережу прийміть заходи проти опромінення. Для цього закрийте вихідне вікно свинцем, просвінцованим склом або просвінцованою гумою. Найкраще буде, якщо вікно буде закрито просвінцованим склом, тому що в цьому випадку при пробних знімках видно світло від нитки напруження трубки.

Підключіть апарат до мережі і встановіть на виносному пультику установку 4 мАс. Натисніть на кнопку знімків. Якщо апарат працює нормально, то одночасно з натисканням на кнопку повинен бути чутний щиклик від спрацювання контактора знімків і повинно з'явитися світіння світлодіодів на пультику. Через деякий час (частку секунди) світлодіод повинен згаснути, а контактор відпасти.

Поставте установку 6 мАс і зробіть ще один знімок. З інтервалом у півхвилини зробіть знімки на уставках 40 і 100 мАс і переконайтеся в тому, що апарат працює.

Якщо апарат не використовувався довгий час, слід перевірити всі ці програми на всіх установках міліамперсекунд. Перерви між включеннями повинні бути не менше, ніж півхвилини.

Після виконання пробних знімків можна приступати до нормальної роботи на апараті.

Вибір тубусів

До апарату додаються два тубуса. Один з тубусів є тубус загального застосування і призначений для рентгенівських знімків на касету. Цей тубус нагвинчується на вихідне вікно моноблока і дає кругле поле опромінення діаметром 38 см на фокусній відстані 70 см (діагональ касети 24x30 см дорівнює 38,4 см).

У випадку, коли апарат використовується для дентального дослідження,

на вихідне вікно нагвинчується тубус для зубних знімків. В середині тубуса перебуває свинцева постійна діафрагма, яка забезпечує на фокусній відстані 12,5 см поле опромінення діаметром 4,5 см.

Знімки

Апарат після підключення до мережі не вимагає ніякого прогріву і готовий до роботи негайно. Промені з'являються відразу після натискання кнопки на виносному пультику.

Між моментом натиснення кнопки і початком проходження струму через трубку проходить приблизно $0,2 + 0,3$ секунди. Під час знімка на пультику управління починає світитися сигналізатор - світловий діод. Він згасне відразу ж після спрацювання реле міліамперсекунд. Після того, як сигналізатор погас, кнопку знімків можна опускати.

При здійсненні знімка тримайте кнопку натиснутою до тих пір, поки реле міліамперсекунд не відпустить апарат. Якщо ви відпустите кнопку раніше, ніж спрацює реле, то знімок припиниться в момент відпускання кнопки.

Не відпускайте кнопку знімків до спрацювання реле міліамперсекунд, якщо в цьому немає необхідності. Це приводить до підвищеного зносу контактів контактора.

Якщо потрібно зробити кілька знімків поспіль, необхідно робити інтервали між знімками. Слід пам'ятати, що частіше включення знімків може призвести до виведення з ладу рентгенівської трубки.

Розбирання апарату та порядок укладання в футляри.

Якщо після виконання знімків необхідно перенести апарат в інше місце, то щоб уникнути пошкодження частин апарату і його покриттів рекомендується при розбиранні апарату укласти вузли та деталі безпосередньо в гнізда укладальних футлярів.

Порядок розбирання і укладання розглянутий в лаб.1 с.28

5. Технічне обслуговування трубки та моноблоку

Види і періодичність технічного обслуговування.

В таблиці 2 (лаб.1) наводяться види технічного обслуговування апарату та періодичність їх проведення.

Перевірка анодного струму

У деяких випадках, наприклад при зміні трубки, буде потрібно вимірювати анодний ток апарату. Міліамперметр, бажано зі шкалою $0 + 30$ мА, потрібно при цьому підключати абсолютно так само, як мілікулонметр.

Перевірка герметичності моноблока

При експлуатації апарату моноблока, звичайно, не піддається спеціальної перевірки на герметичність. Однак слід пам'ятати, що наявність повітряних бульбашок в моноблоці може призвести до виходу його з ладу і тому потрібно систематично перевіряти моноблок на наявність бульбашок. Бульбашки накопичуються у верхній частині бака і щоб їх виявити потрібно

зігнати їх до вихідного прозорого вікна, похитуючи моноблок. Допускається наявність поодиноких бульбашок за розмірами 5-6 мм.

Якщо міхур великий, але течі масла не спостерігається, потрібно відкрити вихідну вікно і долити в моноблок оливи.

Якщо в моноблоці видно великий міхур повітря і крім цього спостерігається явна текти масла, моноблок потрібно віддати в ремонт.

Огляд силових контактів

Щоб отримати доступ до контакторів, необхідно зняти захисну гетінаксову кришку на лівій лапі, для чого потрібно відгвинтити кріпять кришку гвинти.

Якщо на контактах є легкий нагар, то їх потрібно очистити, протираючи тканиною, змоченою в спирті.

Якщо на контактах є нагар або виявляються помітні сліди електричного зносу, контакти потрібно попередньо дочистити тонкою шкіркою, а потім протерти спиртом.

Якщо контакти зваряться під час роботи апарату, то це призведе до виходу з ладу. Щоб цього не сталося, стежте за чистотою контактів.

Змащення механічних вузлів

Періодично рекомендується змащувати підшипники коліс і каретки будь-якої технічної консистентним мастилом (солідол, технічний вазелін, тавотом). Стару змащення при цьому потрібно видалити.

Дезінфекція та стерилізація

При експлуатації апарата може виникнути необхідність у його дезінфекції та стерилізації.

Покриття апарату виконані з урахуванням такої можливості. Покриття допускають проводити вологу обробку штатива, моноблока, пульта і кабелів дезінфікуючим розчином з наступним сушінням.

Крім того, всі частини апарата можуть піддаватися сухої стерилізації гарячим повітрям або ультрафіолетовими променями з умовою, щоб температура частин апарату не піднімалася вище 70 градусів Цельсія.

Поточний догляд

Апарат слід тримати в чистоті. Всі поверхні апарата в міру забруднення, потрібно протирати чистою вологою ганчіркою. Нефарбовані поверхні після цього слід протерти сухою м'якою фланеллю або байкою.

Слід стежити за станом низьковольтних кабелів. Потрібно утримувати їх в чистоті, не допускати на них вузлів і різких перегинів.

Контакти штепсельних роз'ємів потрібно періодично, раз на місяць, протирати ганчіркою, змоченою в спирті.

Не рекомендується протирати пофарбовані частини апарату органічними розчинниками (спирт, бензин, ацетон).

6. Характерні неполадки та методи їх усунення

Усунення неполадок

Перелік несправностей і методи їх усунення наведені в таб.2(с.29-30).

Зміна рентгенівської трубки

Зміну трубки найкраще робити в умовах спеціальних ремонтних майстерень, але при наявності певного досвіду ремонту рентгенівських апаратів, замінити що вийшла з ладу трубку на нову може і кваліфікований рентгенотехнік.

Для зміни рентгенівської трубки необхідно послідовно і ретельно виконати наступні операції:

- а) зніміть дві оздоблювальні ковпачка на вилці;
- б) відгвинтіть контргайку і гайку фрикційних, зніміть кріпять фрикціон шайбу і вийміть пружину;
- в) вигвинтити 6 гвинтів з двох сторін вилки та вийміть упорні втулки; зніміть показчик шкали;
- г) вигвинтити гвинт на хвостовику вилки, що кріпить роз'єм; відгвинтіть два гвинти і вийміть оздоблювальні вкладиші, що маскують дроти всередині вилки; вийміть роз'єм; звільніть і зніміть вилку;
- д) вигвинтити шість гвинтів, що кріплять бічні кришки блоку і зніміть кришки;
- е) поверніть моноблок висновками вгору і за допомогою універсального ключа вигвинтити анодний пробку;
- ж) через отвір викруткою ослабте гвинт, контрящий анод в різьбі;
- з) загвинтити анодний пробку;
- и) поставте моноблок висновками вниз і універсальним ключем відгвинтіть затискні кільце вікна для зміни трубки;
- к) за допомогою викрутки або шила вийміть пластмасовий ковпак;
- л) відгвинтіть гвинт, що кріпить реостат до трубки, зніміть реостат та посуньте його в сторону;
- м) виверніть трубку, обертаючи її вручну проти годинникової стрілки, і вийміть її через вікно;
- н) вставте в бак нову трубку, ввів'я її в анодний утримувач і, спостерігаючи за станом трубки, через прозоре вікно для виходу променів, вирівняйте чорну крапку на балоні трубки з центром вікна;
- о) поставте на місце реостат і пригвинтите його до трубки гвинтом;
- п) поставте на місце пластмасовий ковпак і загвинтити затискні кільце від вікна зміни трубки;
- р) поставте моноблок висновками вгору, відгвинтіть анодний пробку і через отвір затягніть гвинт, контрящий анод; перевірте через вікно для виходу променів, не змістилася чи чорна крапка на балоні трубки;
- с) через анодний пробку долийте в бак чисте масло, і злегка похитуючи моноблок, постарайтеся вигнати назовні повітряні бульбашки; загвинтити анодний пробку;

т) поставте моноблок вікном вгору, універсальним ключем відгвинтіть гайку і вийміть целулоїдні вікно;

у) витріть начисто ганчіркою тубус для звичайних знімків, підкладіть під нього у вікно гумову прокладку і наверніть тубус на горловину вікна для виходу променів (при регулюванні маслорасширювачів та доливання масла цим тубусом можна користуватися, як лійкою);

ф) зробіть регулювання тубуса, вставте целулоїдні вікно і затягніть його гайкою; ще раз переконаєтеся у відсутності всередині бака бульбашок повітря;

х) поставте на місце бічні кришки моноблока;

ц) поставте на місце роз'єм, укладіть проводку, зміцніть покажчик, вставте оздоблювальні вкладиші в вилку;

ч) поставте на місце наполегливі втулки, вилку і загвинтити шість гвинтів з двох сторін вилки;

ш) поставте фрикціон і відрегулюйте його; загвинтити контргайку;

щ) вставте оздоблювальні ковпачки з двох сторін вилки.

Після зміни трубки слід провести її тренування та перевірку величини анодного струму. Тренування трубки полягати в простому включенні апарата в мережу через регульоване джерело напруги і здійсненні ряду знімків. Найкраще для тренування використовувати лабораторний автотрансформатор. Починати тренування потрібно з напруги 180 Вольт. При цьому напрузі потрібно зробити ряд знімків з уставками $10 + 15$ мАс.

Перевірку величини анодного струму потрібно здійснювати при підключеному до апарата міліамперметра. Якщо при опорі мережі 2 Ом і напрузі мережі 220 В струм трубки лежить в межах від 16 до 20 мА, то ніяких додаткових регулювань робити не треба. Якщо ж анодний ток трубки виходить за вказані межі, то потрібно відрегулювати сяють за допомогою подгоночного реостата.

Для того, щоб відрегулювати сяють трубки, потрібно відгвинтити універсальним ключем затискні кільце вікна для зміни трубки, вийняти пластмасовий ковпак. Потім через що утворився люк, не виливаючи масла з бака, за допомогою викрутки послабити гвинт движка реостата і пересунути реостат в потрібному напрямку. Пересування реостата проти годинникової стрілки приводить до збільшення струму трубки, за годинниковою стрілкою - до зменшення. Для зміни струму трубки на 1 мА потрібно пересунути движок реостата на 2 - 3 мм.

Після підстроювання потрібно затягнути гвинти движка, поставити на місце ковпак, затискні кільце і виконати всі операції по складанню моноблока. Якщо струм і в цьому випадку вийде за межі $16 + 20$ мА, то потрібно повторити підстроювання.

Якщо під час знімка апарат веде себе спокійно, не чути звуків розрядів і гулу всередині моноблока, потрібно підняти напругу на 10 Вольт і повторити серію знімків. При першому ж тріскі або гудінні всередині моноблока потрібно відпустити кнопку знімків на виносному пультіке і через деякий час повторити випробування. Так ступенями слід підвищити напругу на вході апарата до 230 + 235 Вольт. Якщо апарат при цьому витримає випробування, тренування вважається закінченою і можна приступити до нормальної експлуатації апарата.

Регулювання маслорозширювачів

Моноблок має чотири маслорасширитель, що компенсує зміна обсягу масла в моноблоці при зміні температури.

Температура масла в баку може змінюватися в досить широких межах. Зміна обсягу маслорасширитель розраховане на зміну температури масла від мінус 40 градусів Цельсія (температура навколишнього повітря при транспортуванні взимку) до +80 градусів Цельсія (максимально можлива температура при роботі).

При температурі масла в моноблоці +20 градусів Цельсія зміни обсягу маслорасширитель на стиск і на розширення повинні бути рівні один одному. Саме з цього правильну настройку маслорасширитель зручніше за все проводити при температурі 20 градусів Цельсія. Суть настройки полягає в тому, що при відкритому вікні для виходу променів два маслорасширитель надуваються повітрям так, щоб вони зайняли усередині бака своє природне положення, а з двох інших повітря відсмоктується так, щоб вони виявилися повністю стислими. У цьому положенні через вихідну вікно моноблока доливається потрібну кількість масла, потім обережно вставляється целулоїдні вікно і загвинчуються гайка. При цьому потрібно стежити, щоб під вікном не залишилося бульбашок повітря.

Звіт по лабораторній роботі 2

Протокол дослідження

Експозиція,мАс	Ua, кВ	Ia, мА	D,мР
4	3,75	0,72	1,03
6	4,49	1,08	1,55
10	10	1,8	2,58
15	11,23	2,7	3,86
25	18,75	4,5	6,44
40	29,98	7,21	10,3
60	44,96	10,81	15,46
100	75	18	25,77

Для режиму 100 мАс апарат працює на рівні 75 кВ і 18 мА струму. Оскільки експозиція задає ступінь іонізації камери рентгеніської трубки, то Можна припустити, що для виходу на інші режими роботи необхідні

параметри напруги і струму пропорціональні до вихідних. Отже значення анодної напруги і струму пропорціональні до режиму роботи у 100 мАс.

Експозиційна доза мР розраховується з постулату 1Кл/кг =3880Р.

Експозиція мАс задає заряд, що переноситься електронами середині трубки.Отже доза в мР може бути розрахована з вищевказаного переводу від системи СІ до несистемних одиниць.

Розрахувати дозу випромінювання на 4;6;10;15;25мАс для черепа на відстані 10 і 20 см. Дані приведені в таблиці 1.

Таблиця 1

Експозиційна доза,мР	D(x),Р	Відстань x,м	
		X1	X2
		0.1	0.2
1.03	D1	2.3082×10^{-5}	7.11111×10^{-7}
1.55	D2	6.1517×10^{-6}	1.529179×10^{-6}
2.58	D3	5.08572×10^{-5}	1.26419×10^{-5}
3.86	D4	7.7603×10^{-4}	2.39147×10^{-5}
6.44	D5	3.6044×10^{-3}	1.11103×10^{-4}

Доза випромінювання розраховується по формулі:

$$D_0 = D_0 \times e^{-\mu \cdot x}$$

$$D_0 = k \times I \times U^2 \times z$$

де U,I-напруга і сила струму в рентгенівській трубці

k-коефіцієнт пропорційності ($k=10^{-9} \text{ В}^{-1}$)

z-порядковий номер атома речовини анода (для вольфрама $z=74$)

При експозиції 15мАс анодна напруга і анодний струм будуть такими:
 $U=11.23 \text{ кВ}$ $I=2.7 \text{ мА}$

μ -масовий коефіцієнт послаблення

Для кістки черепа ($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$) він буде такий:

$$\mu = (3 \times 20^3 + 2 \times 15^3 + 8 \times 8^3) \times 10^{-3} = 34,8$$

Отже,підставивши значення, маємо:

$$D_0 = k \times I \times U^2 \times z = 10^{-9} \times 74 \times 2.7 \times 10^{-3} \times (11.23 \times 10^3)^2 = 25.1973 \text{ мР}$$

$$D_0 = D_0 \times e^{-\mu \cdot x} = 25.1973 \times 10^{-3} \times e^{-34.8 \cdot 0.1} = 0.77626 \text{ мР}$$

Висновки

У даній лабораторній роботі були вивчені особливості принципів будови, конструкції, складу та принципу дії рентгенівської трубки та моноблоку, робота електричних схем апарату, експлуатація та заходи безпеки при роботі з трубкою та моноблоком, а також виконані розрахунки.

Досліджена робота рентгенівської трубки та моноблоку та їх технічне обслуговування .

Міністерство освіти і науки, молоді та спорту України
Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут»

Кафедра виробництва приладів

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА 3

з дисципліни «Променева техніка»

Принципи побудови , структурні схеми джерел живлення, керування та експозиції рентгенодіагностичної апаратури (РДА). Розрахунок параметрів головного ланцюга апарату.

Виконав

Студент IV курсу

гр.

Викладач:

доцент Терещенко М.Ф.

Київ 2011

Джерела живлення, керування та експозиції РДА. Розрахунок параметрів головного ланцюга апарату.

Мета: Вивчити особливості принципів побудови, конструкції, складу, принципу дії та структури джерел живлення, керування та експозиції РДА. Робота електросхеми, експлуатація та міри безпеки, робота та технічне обслуговування систем та блоків апарату. Освоїти методику розрахунку параметрів головного ланцюга.

I. Теоретична частина

- 1.1. Будова, технічні характеристики та склад джерел живлення РДА
- 1.2. Будова, технічні характеристики та склад систем керування РДА
- 1.3. Будова, технічні характеристики та склад системи експозиції РДА
- 1.4. Принципи побудови та робота системи живлення, системи керування та експозиції РДА.
- 1.5. Конструкція блоків системи живлення, системи керування та експозиції РДА
- 1.6. Принцип дії однофазної та трифазної системи живлення.
- 1.7. Робота електричних схем живлення, керування та експозиції.
- 1.8. Методика розрахунку параметрів головного ланцюга РДА.
- 1.9. Управління режимами роботи.
- 1.10. Робота систем захисту.

II. Міри безпеки

- 2.1. Електробезпека та радіаційна безпека.

III. Режими роботи джерел живлення, керування та експозиції

IV. Підготовка і порядок включення РДА

V. Технічне обслуговування систем живлення, керування та експозиції

VI. Протокол дослідження

VII. Висновки

I. Теоретична частина

1.1. Будова, технічні характеристики та склад джерел живлення РДА

Джерело живлення рентгендіагностичного апарату складається з пристрою, що живить рентгенівську трубку. Цей пристрій є високовольтним підвищуючим трансформатором, який під'єднаний до рентгенівської трубки. У випадку побудови діючого вузла рентгенівського апарата у вигляді моноблоку високовольтний трансформатор знаходиться в одній структурній одиниці з рентгенівською трубкою. Трансформатор представлений первинною та вторинною обмотками з металевою серцевиною. Кількість витків забезпечує потрібний коефіцієнт трансформації. До джерела живлення також можна віднести випрямляч, який перетворює вхідну змінну напругу та подає узгоджений сигнал на високовольтний трансформатор.

До джерела живлення також можна віднести вузол, який структурно знаходиться після високовольтного трансформатора – це випрямляч. Найбільш поширені діодні випрямлячі, які забезпечують непогані параметри випрямлення вхідної напруги. Після проходження випрямляча напруга подається на високовольтний блок.

Технічними характеристиками випрямляча є: кількість фаз, матеріал діодів, рівень пульсацій і т.д.

Технічними характеристиками трансформатора є: кількість витків обмоток, опір обмоток, матеріал серцевини, коефіцієнт трансформації.

1.2. Будова, технічні характеристики та склад систем керування РДА

Система керування рентгенівського апарата – блок, який забезпечує режими установки роботи рентгенівської трубки.

Основним параметром роботи трубки є експозиція, що задає час роботи трубки у відповідності з іонізацією камери трубки. Система керування складається з пульта управління (пультик). До технічних характеристик пульта управління можна віднести: кількість можливих установок експозиції, довжина виносного шнура, тип кнопки знімків та др.

Пультик управління керує роботою системи експозиції та є основним керуючим вузлом рентгенівського апарата «Арман-1», який дозволяє виконувати основні операції під час роботи апарату.

1.3. Будова, технічні характеристики та склад системи експозиції РДА

До системи експозиції рентгенівського апарата «Арман-1» можна віднести реле часу та схему управління реле.

Реле представляє собою систему двохпозиційних контактів, які керується струмом, що протікає через котушку управління. В залежності від нього, якір реле займає відповідну позицію, тим самим забезпечуючи

необхідне положення контакту. Схема управління представляє собою ємність $C2Ш$, яка заряджається до необхідного рівня та пробиває стабілітрон $Д4Ш$. При цьому струм підсилюється транзистором $T2Ш$ та змушує якір реле $PШ$ зайняти положення, яке відповідає положенню «вимкнено» для РДА.

До технічних характеристик системи експозиції можна віднести: напруга пробою стабілітрона (вона ж напруга порогового заряду ємності), коефіцієнт посилення струму транзистором, пороговий струм вимкнення реле, тип реле і т.д.

1.4. Принципи побудови та робота систем живлення, керування та експозиції

Система живлення.

Система живлення проектується з розрахунку забезпечити потрібну напругу рентгенівської трубки. Важливим параметром тут є коефіцієнт трансформації високовольного трансформатора, оскільки це число задає можливість трансформатора підвищити напругу до потрібного рівня. Отже, отримання потрібного коефіцієнта трансформації є одним з принципів побудови системи живлення. Узагальнене структурна схема системи живлення наведена на рис. 3.1.

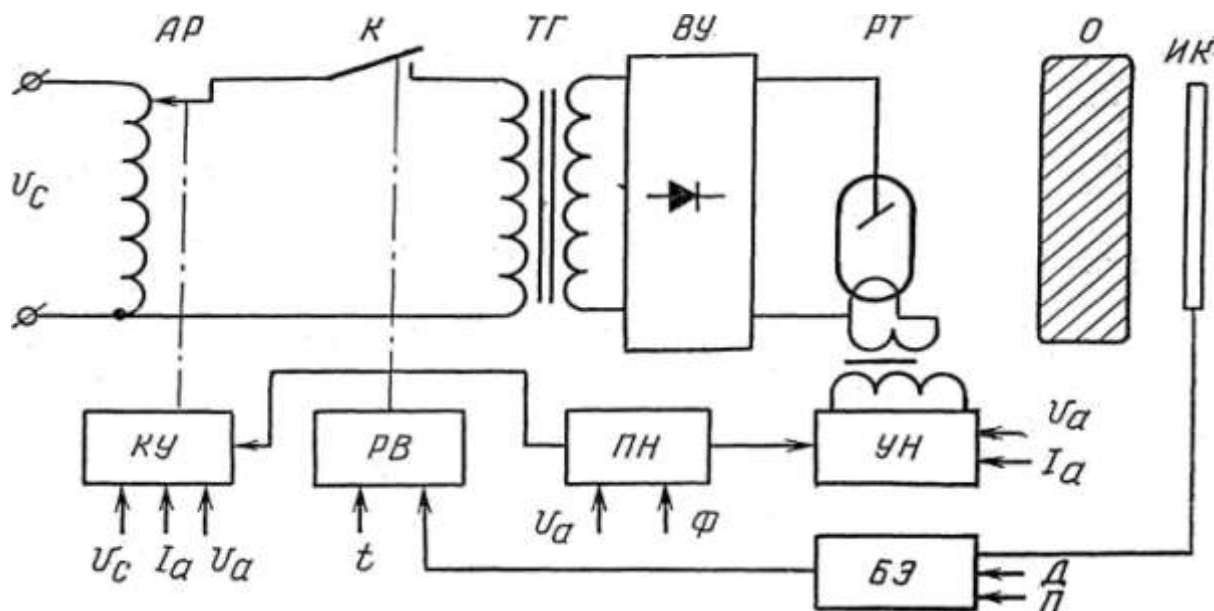


Рис.3.1. Узагальнена структурна схема системи живлення РДА

АР – аналізатор режиму; К – комутатор; ТГ – трансформатор; ВУ – випрямляч;

РТ – рентгенівська трубка; О – об'єкт дослідження; ІК – іонізаційна камера;

УН – блок нагріву; БЭ – блок експонетра; ПН – перетворювач напруги;

РВ – реле часу; КУ – компенсаторний пристрій.

Робота системи живлення. АР є елементом регулювання і в залежності від необхідних значень анодного струму, напруги та вхідної напруги I_c , блок КУ підстроює АР на необхідний режим. Комутатор К є комутатором реле часу РВ, який вимикається після завершення часу витримки t . ТГ – головний високовольтний трансформатор, який підвищує мережеву напругу в залежності від потреби живлення рентгенівської трубки РТ. ВУ – випрямляч, перетворює змінну напругу в постійну з деяким допуском на пульсації, фактично є мостом, на вхід якого подається змінна напруга з ТГ, а на виході маємо напругу живлення РТ. УН – блок накала, розжарює катод.

Система керування

Будова пульта управління апарата «Арман-1» наведена на рис. 3.2.

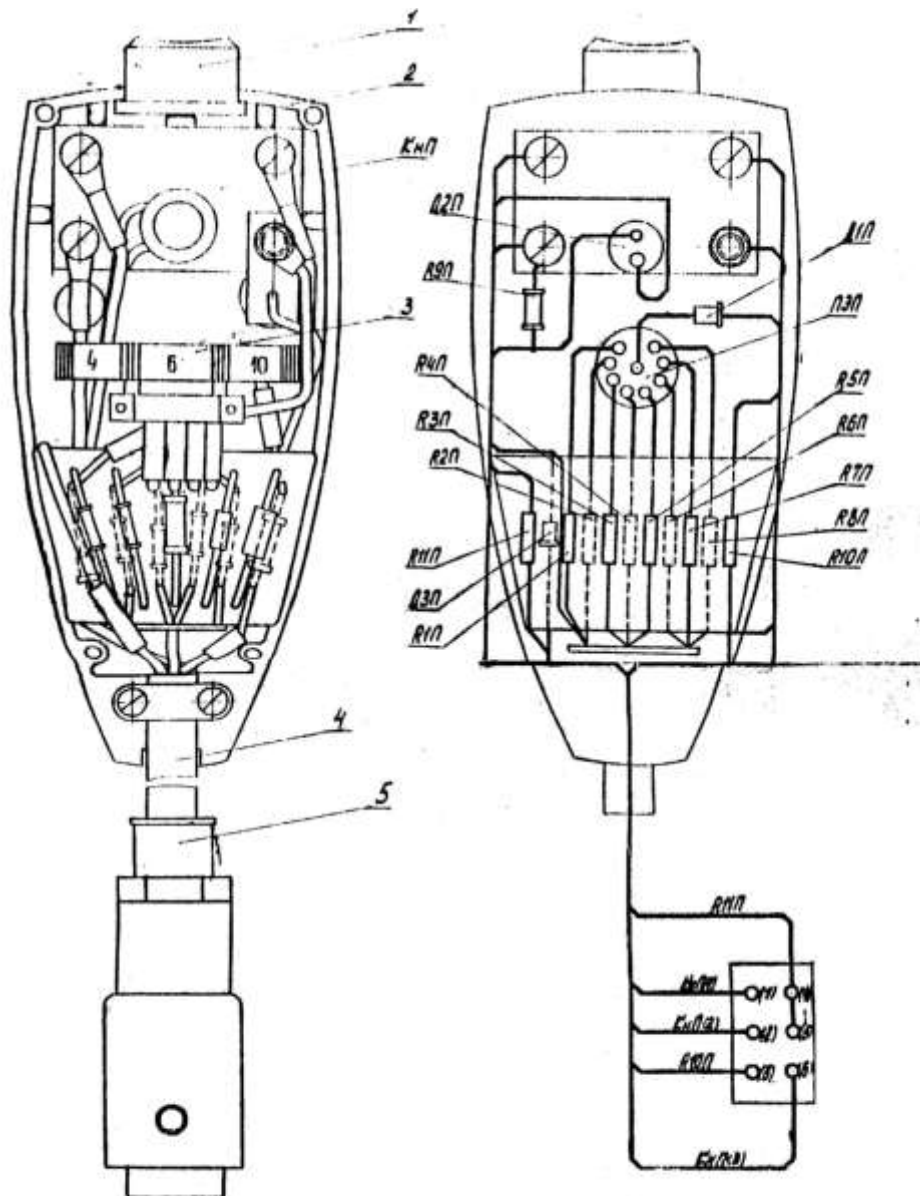


Рис. 3.2. Будова пульта управління (Пульт)

1 – кнопка; 2 – корпус; 3 – кільце; 4 – кабель; 5 – вилка.

Система управління подачею живлення має бути побудована таким чином, щоб забезпечити: точну установку експозиції знімку, сигналізацію ввімкнення високої напруги, кнопку початку знімка. Це мінімальний набір функцій, які має виконувати пульт управління рентгенівського апарата.

Робота пульта. Оператором виставляється величина експозиції, та якщо все готове до знімку, натискає кнопку. Час експозиції буде заданий часозадаючим ланцюгом з певного резистора та ємності С2Ш. При цьому повинен загорітись світлодіод Д2П, що сигналізує про подачу на трубку високої напруги. Після закінчення експозиції діод має згаснути. Це означатиме, що висока напруга відімкнена від рентгенівської трубки.

Система експозиції

До системи експозиції рентгенівського апарата входять, реле часу та схема управління реле. Принципом побудови системи експозиції є забезпечення точності витримки рентгенівського знімку у відповідності до ступеня іонізації камери трубки (анодний струм). Розглянемо роботу експозиції апарату «Арман-1» за принциповою схемою (рис. 9, с. 18).

Доки напруга на конденсаторі С2Ш не досягла напруги пробою стабілітрона ДЗШ, то система експозиції працює, контакт реле знаходиться в положенні «ввімкнено». Як тільки напруга досягає рівня пробою, обернений струм стабілітрона підсилюється транзистором Т2Ш і тече через обмотку реле, тим самим змушуючи його вимикання. Цей процес означає закінчення знімку, контакт реле розімкнутий, силовий контакт КШ розмикається, подача високої напруги припиняється.

1.5. Конструкція блоків системи живлення, системи керування та експозиції РДА

Розглянемо конструкцію блоків відповідно до будови апарата «Арман-1».

Система живлення

В апараті «Арман-1» діючий вузол представлений у вигляді моноблока. Це означає, що високовольтний трансформатор і рентгенівська трубка зібрані в одній складальній одиниці. Всередині моноблока знаходиться трансформаторне масло, що використовується для охолодження та частково для фільтрації. Трансформатор являє собою пристрій, що складається з первинної та вторинної обмоток та металевої сердеччини, кількість витків задає коефіцієнт трансформації.

Система керування.

Пульт управління рентгенівського апарата «Арман-1» представляє собою складальну одиницю, зібрану в пластмасовому корпусі (рис. 3.2). Основним елементом пульта управління є перемикач ПЕП, який забезпечує встановлення розміру експозиції. ПЕП представляє собою восьми позиційний ковзаючий контакт, який підмикає один з резисторів R1П-R8П до часозадаючого ланцюга R9-С2Ш. Кнопка зніmkів є чотрьохконтактною (рис. 3.2). На рисунку кнопка знаходиться в початковому положенні.

Система експозиції

Конструктивно система експозиції складається з звичайного реле часу

та електричної схеми керування реле. Реле часу має двопозиційний контакт, який може знаходитись в положенні «ввімкнено» чи «вимкнено». Під час роботи рентгенівської трубки контакт знаходиться у ввімкненому положенні, в режимі спокою – у вимкненому.

1.6. Принцип дії однофазної та трифазної системи живлення

Однофазна система живлення передбачає стандартне включення апарата до звичайної розетки, коли мережева напруга подається між фазним та загальним провідником. Принцип такого живлення фактично і є принципом роботи трансформатора в апараті «Арман-1». Випрямлення в такому випадку однонапівперіодне безвентильне. Принцип дії такої системи живлення просте – мережева напруга подається на елемент регулювання, і через замкнені контактори подається на високовольтний трансформатор, який підвищує напругу, та далі на випрямляч, який перетворює її в постійну.

Схема трифазного живлення наведена на рис.3.3.

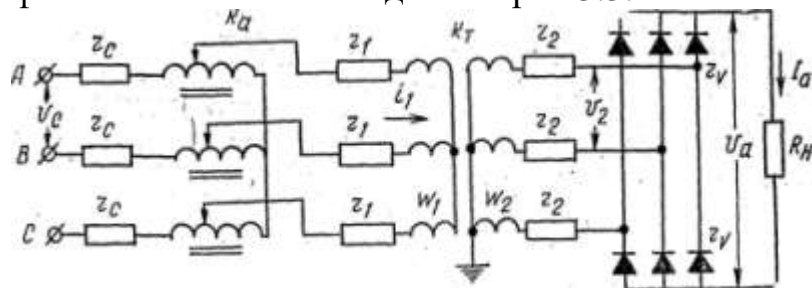


Рис. 3.3. Схема трифазного живлення.

В даному випадку в колі кожної фази присутній автотрансформатор, який є елементом регулювання в даному випадку. К – підвищуючий високовольтний трансформатор, після якого напруга потрапляє на діодний випрямляч. Випрямлена напруга подається на навантаження – рентгенівську трубку.

1.7. Робота електричних схем живлення, керування та експозиції

Робота електричної схеми живлення

Схема живлення апарата «Арман-1» працює наступним чином. На вхід схеми подається мережева змінна напруга. Якщо силовий контакт КШ розімкнений, то ця напруга на високовольтний трансформатор не подається. Контакт КШ замкнеться у випадку натиснення кнопки знімків. При цьому мережева напруга подається на високовольтний трансформатор, який підвищує напругу до необхідного рівня.

Робота схеми керування

Пульт керування працює наступним чином. Оператором виставляється величина експозиції, та якщо все готове до знімку, натискає кнопку. Час експозиції буде заданий часозадаючим ланцюгом з певного резистора та ємності С2Ш. При цьому повинен загорітись світлодіод Д2П, що сигналізує про подачу на трубку високої напруги. Після закінчення

експозиції діод має згаснути. Це означатиме, що висока напруга відімкнена від рентгенівської трубки.

Робота системи експозиції

До системи експозиції рентгенівського апарату входять, реле часу та схема управління реле. Розглянемо роботу системи експозиції апарату «Арман-1» за принциповою схемою (рис. 3). Доки напруга на конденсаторі С2Ш не досягла напруги пробою стабілітрона ДЗШ, то система експозиції працює, контакт реле знаходиться в положенні «ввімкнено». Як тільки напруга досягає рівня пробою, обернений струм стабілітрона підсилюється транзистором Т2Ш і тече через обмотку реле, тим самим змушуючи його вимикання. Цей процес означає закінчення знімку, контакт реле розімкнутий, силовий контакт КШ розмикається, подача високої напруги припиняється.

1.8. Методика розрахунку головного ланцюга РДА

Співвідношення, отримані при аналізі процесів у головного ланцюга апарату, дають можливість перейти до розрахунку конструктивних елементів головного ланцюга. Розрахунок зручно розділити на три основні етапи: розрахунок головного ланцюга по допустимому падінню напруги; розрахунок регулювального автотрансформатора; розрахунок високовольного трансформатора [7].

Розрахунок головного ланцюга є найважливішим етапом проектування рентгенодіагностичного апарату, що визначає основні електричні й конструктивні параметри елементів ланцюга, а також вимоги до мережі живлення і до пристроїв захисту високовольної ізоляції при аварійному відключень навантаження. Розрахунок головного ланцюга полягає в оптимальному виборі допустимих опорів мережі живлення і апарату, забезпечують отримання всіх режимів роботи рентгенівської трубки. Допустимий опір мережі живлення визначає можливості використання апаратури в електричних мережах загального призначення, а опір апарату обумовлює вибір конструктивних параметрів елементів головного ланцюга. Вибір припустимого опору, крім того, визначає дані для розрахунку системи автоматичної компенсації падіння напруги. Розрахунок головного ланцюга в цьому випадку ґрунтується на оптимальному виборі коефіцієнта a , який представляє відношення напруги холостого ходу до напруги навантаження:

$$a = \frac{U_{xx}}{U_a} \quad (1)$$

Відмінною рисою головного ланцюга сучасного рентгенодіагностичного апарату великої потужності є два режими роботи: режим максимального напруження при деякому значенні струму рентгенівської трубки і режим максимальної потужності при зниженому значенні напруги. У зв'язку з цим коефіцієнт a втрачає однозначність і може змінюватися в досить широких межах. Методика базується на рішенні основного рівняння головного ланцюга апарату.

На рис.3.3 наведена схема включення рентгенівської трубки через високовольний трансформатор і трифазну мостову схему випрямлення зірка-зірка до трифазної джерела живлення з опором r_c кожної фази.

Опір кожної фази первинної обмотки високовольного трансформатора, а також опір фаз вторинної обмотки позначимо r_1 і r_2 , опір кожного вентиля позначимо r_v .

Аналіз процесів в головного ланцюга, розглянутий раніше, дозволяє виходити з наступних припущень:

1. Нехтуємо впливом індуктивності розсіяння елементів лавная ланцюга на величину максимального значення напруги навантаження. Як було показано раніше, таке припущення приводить до похибки не більше 3%, якщо індуктивність розсіювання $X < 0,2$. Ця умова є визначальним при виборі конструктивних параметрів елементів головного ланцюга, тому що якщо воно не виконується, то зростає величина пульсацій і знижується амплітуда випрямленого напруги.

2. Опір навантаження (рентгенівської трубки) приймемо лінійним і залежних від напруги та струму трубки.

3. Опір підвідних проводів, контактів пускачів та інших елементів, розташованих до автотрансформатора, відносимо до опору мережі r_c .

Відомо, що при розрахунку головного ланцюга апарату користуються максимальним значенням випрямленого напруги на трубці і середнім значенням анодного струму. Для середнього значення струму справедливо

співвідношення $K_M = \frac{I_{am}}{I_a}$. Для трифазної мостової схеми при граничних

значеннях режимів апарату $K_M = 1,07$. Розраховується методами графічного інтегрування по кривих, миттєвого значення струму навантаження.

У момент часу, що відповідає максимуму випрямленої напруги на трубці, у схемі включені дві фази обмотки зірки. Струм, що протікає по обмотках зірки, відповідає амплітудне значення, а падіння напруги на вторинній обмотці високовольного трансформатора рівне:

$$\Delta U_{2m} = 2r_2 I_{am}. \quad (2)$$

Прийнявши до уваги падіння напруги на опорах випрямлячів, отримаємо для падіння напруги на вторинній стороні головного ланцюга

$$\Delta U_{2m} = I_a K_m (2r_2 + 2r_v). \quad (3)$$

Струм, що протікає по первинних обмоток трансформатора, має різко несинусоїдальних форму. У момент, що відповідає максимуму випрямленого - напруги на трубці, падіння напруги в двохпровідній лінії живлення на первинній стороні високовольного трансформатора набуде вигляду:

$$\Delta U_{1m} = I_a K_m K_T (2r_1 + 2r_{at} + 2r_c K_a^2), \quad (4)$$

де r_{at} - прохідний опір фазною обмотки автотрансформатора, приведений до його вторинної сторони (або, що одне й те саме, до первинної сторони високовольного трансформатора).

Загальне рівняння головного ланцюга прийме вигляд:

$$2U_M K_a \sin \frac{\pi}{3} = \frac{1}{K_T} U_a + 2I_a K_M K_T (r_2' + r_v' + r_1 + r_{at} + r_c K_a^2). \quad (5)$$

Потужність рентгенівської трубки розраховується наступним чином:

$$P_a = K_p U_a I_a (\kappa Wt), \quad (6)$$

де K_p – коефіцієнт потужності випрямляючих схем, однонапівперіодної та двонапівперіодної 0,74; шестифазної – 0,95; дванадцятифазної – 0,98.

1.9. Управління режимами роботи

Управління режимами роботи в апараті «Арман-1» проходить в залежності від експозиції, виставленої в початкових настройках. Фактично, експозиція задаватиме анодну напругу на трубці, відповідно, і струм (закон Ома). В апараті присутній так званий підстройщик кіловольт – реостат, який обмежує анодний струм через трубку. При повірці струм не має виходити за межі 16-20 мА, тоді режим роботи буде оптимальним. У випадку виходу струму за межі діапазону необхідно підкрутити регулювальний реостат (змінити його опір), тим самим «завести» струм в потрібний діапазон.

Робота систем захисту

До системи захисту апарата Арман-1 відноситься газовий розрядник РШ (рис.9). Він призначений для захисту низьковольтних кіл рентгенівського апарата від високої напруги.

Газовий розрядник підключений між землею та вторинною обмоткою високовольтного трансформатора. Якщо на нього внаслідок неполадок у роботі подається висока напруга, він пробивається та відводить надлишковий заряд на землю, не дозволяючи його потрапляння на низьковольтних ланцюгів апарата – схеми керування (пульт управління) та схеми експозиції.

II. Міри безпеки

Електробезпека та радіаційна безпека

При роботі з моноблоком слід пам'ятати, що всередині міститься високовольтний трансформатор. Тому під час ремонту моноблоку необхідно у цілях безпеки вимикати апарат з мережі, або виймати штекер кабеля живлення. Незважаючи на те, що при ввімкненій мережній напрузі трансформатор у неробочому режимі знеструмлений, за халатністю може бути натиснена кнопка знімків, що призведе до подачі напруги на трансформатор.

Корпус виконаний з металу, і отже може проводити струм. Тому після ремонту небажане торкання оголених частин проводів металевих частин моноблока, без додаткової перевірки параметрів РДА та випробувань.

При користуванні рентгенівським апаратом потрібно чітко розрізняти робочий пучок і розсіяне випромінювання. Під робочим пучком розуміють пучок рентгенівського випромінювання, який проходить через досліджувану ділянку організму хворого і дає зображення на рентгенівській плівці. Під невживаним випромінюванням розуміють промені, що

розсіюються організмом хворого, повітрям, а також промені, що проходять через стінки кожуха моноблока. У апараті «Арман-1» прийняті необхідні заходи для захисту від невживаного випромінювання. Внутрішня частина кожуха моноблока має захист зі свинцю.

Для зменшення розсіяного випромінювання при роботі апарату потрібно користуватися тубусами, що додаються, обмежують поле опромінення. Не слідє під час знімка знаходитися без потреби поблизу апарату. Триметровий шнур з пультиком управління на його кінці дозволить вам відійти від апарату на безпечну відстань. Стежте за тим, щоб під час знімка в зоні дії прямого пучка променів не знаходилися ні ви, ні інші люди, а лише пацієнт.

По існуючих нормах захист моноблока від невживаного рентгенівського випромінювання має бути такий, щоб при закритому вихідному вікні, сумарна експозиційна доза рентгенівського випромінювання апарату, що працює в номінальному режимі (напруга мережі 220 В, опір мережі 2 Ом, напруга на аноді трубки 75 кВ, анодний струм трубки 18 мА, експозиція 300 мА·с за 15 хв. роботи), на відстані 1 м від фокусу трубки в будь-якому напрямі, не перевищувала 36 мілірентген за 1 годину роботи. Захист моноблоку відповідає цій вимозі.

У апараті використовується рентгенівське випромінювання з жорсткістю 75 кВ. Ефективним засобом захисту від розсіяного випромінювання є просвинцьований гумовий фартух. Ця таблиця, безумовно, не замінить досвіду роботи на апараті. Абсолютно очевидно, що кожен грамотний медичний працівник може працювати з тими установками міліамперсекунд і з тими фокусними відстанями, які він рахує для себе найбільш відповідними. Його досвід може виявитися вельми корисним і для інших фахівців, що працюють з апаратом.

III. Режими роботи систем живлення, керування, експозиції

Режим роботи системи живлення. Система живлення апарата працює фактично в режимі подачі напруги під час роботи рентгенівської трубки. Тобто, якщо трубка не генерує промені (вимкнена) система живлення повинна забезпечувати недопустимість подачі високої напруги на трубку. Це забезпечується за допомогою силового контактора КШ, який в режимі спокою розриває коло подачі мережевої напруги на високовольтний трансформатор. У режимі знімку контактор замкнений і напруга подається на трансформатор, підвищується до потрібного рівня і подається на трубку.

Режим роботи системи керування. Система керування працює в режимі виставлення потрібної експозиції. Інакше вона знаходиться у спокої. Пулт може знаходитись у режимі знімку або у вимкненому режимі, в залежності від положення кнопки знімків.

Режим роботи системи експозиції. Система експозиції працює у режимі ввімкненого реле або розімкненого. Час витримки залежить від виставлених установок на пульті управління.

IV. Підготовка і порядок включення РДА

Робота з апаратом після того, як він із зарядженими касетами

доставлений в дане приміщення, виконуватися згідно порядку (с.23-24)

V. Технічне обслуговування та повірка системи живлення, керування та експозиції.

Система живлення. Основним заходом обслуговування системи живлення є вимірювання анодного струму. Схема вимірювання наведена на рис.3.4.

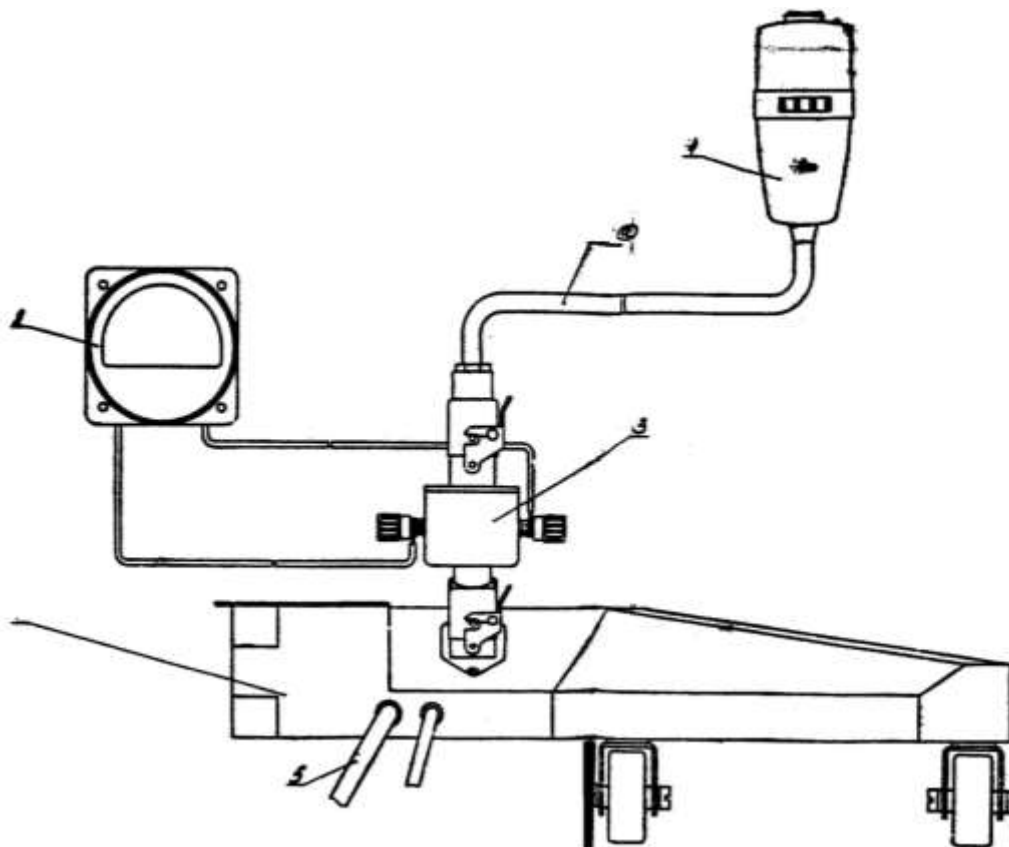


Рис. 3.4. Вимірювання анодного струму

1 – основа; 2 – міліамперметр; 3 – клемма; 4 – роз’єм; 5 – пульт; 6 – пристосування для підключення вимірювального приладу в коло анодного струму; 7 – клемма.

Вимірювання заключається у визначенні анодного струму при живленні апарата від лабораторного автотрансформатора. Якщо струм в межах 16-20 мА, то регулювання робити не треба, в інших випадках необхідно робити підстройку реостата.

Важливим заходом є також перевірка контактора. У випадку виявлення нагара його необхідно прочистити.

Система керування. Технічне обслуговування пульта управління зводиться до контролю контактів кнопки знімків, заміни елементів схеми, що вийшли з ладу та контролю контактів перемикача ПЕП. У випадку забруднення їх необхідно почистити, а у випадку поломки – замінити.

Система експозиції. Технічне обслуговування зводиться до перевірки справності реле та елементів схеми управління – транзистора, стабілітрона та конденсатора. У випадку пробиття напівпровідникових елементів необхідна їх заміна. Контакти реле мають бути вільні від бруду.

VI. Протокол розрахунків та дослідження

Проведемо розрахунок головного ланцюга за умов: $U=75\text{кВ}$, $I = 4 \text{ мА}$, $t=1\text{с}$.

Розглянемо трьохфазну схему живлення (рис.3.5.)

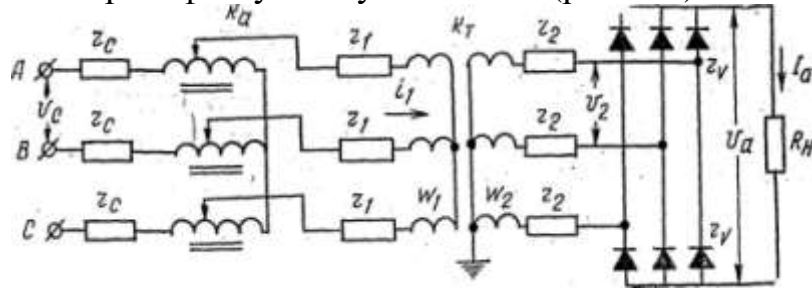


Рис. 3.5. Схема живлення

Розрахунок проведемо для подібної схеми. Нехай опір відкритого діода $r_v = 0,2 \text{ Ом}$, опір обмотки також невеликий, $r_2 = 12 \text{ Ом}$. Коефіцієнт

$K_m = 1,07$ для трифазних схем. За формулами (2)-(4) отримаємо:

$$\Delta U_{2m} = I_a K_m (2r_2 + 2r_v) = 0.004 \cdot 1.07 (24 + 0.4) = 0.10 \text{ В};$$

Коефіцієнт потужності $K_p = 0.74$.

$$P_a = K_p U_a I_a = 0.74 \cdot 75\,000 \cdot 0.004 = 222 \text{ Вт};$$

З таблиці допустимих значень опору мережі в залежності від потужності отримаємо $r_c = 1.8 \text{ Ом}$

$$\Delta U_{1m} = I_a K_m K_T (2r_1 + 2r_{at} + 2r_c K_a^2) = 0.004 \cdot 1.07 \cdot 243 \cdot (0.4 + 1 + 3.6) = 5.2 \text{ В}.$$

Напруга холостого ходу трубки вибирається на третину менше за номінальну, тоді коефіцієнт a буде рівним:

$$a = \frac{U_{xx}}{U_a} = \frac{50}{75} = 0.667.$$

$$\sum \Delta U_m = 2 \cdot I_a \cdot K_m \cdot K_T \cdot (r'_2 + r'_v + r_c K_a^2 + r_{am})$$

$$\text{Де } r'_2 = \frac{r}{K_T}, r'_v = \frac{r_v}{K_T}, K_T = 100, r'_2 = \frac{20}{100} = 0.2, r'_v = \frac{0.2}{100} = 0.002 \text{ Ом}.$$

Звідси

$$\sum \Delta U_m = 2 \cdot I_a \cdot K_m \cdot K_T \cdot (r'_2 + r'_v + r_c K_a^2 + r_{am}) = 2 \cdot 0.02 \cdot 1.07 \cdot 100 (0.2 + 0.002 + 1.8 + 1) = 12.8$$

Для автотрансформатора струм короткозамкнутого витка

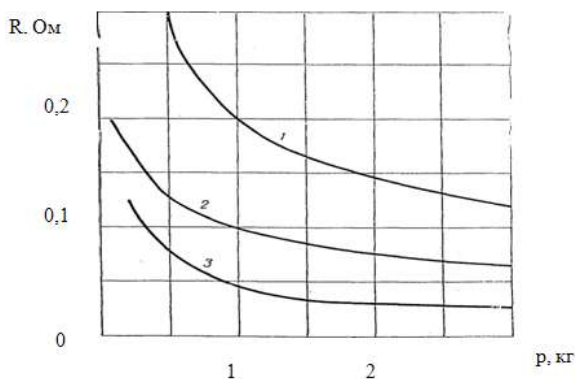
$$I_K = \frac{U_0}{R_a + R_{щ} + R_K},$$

де R_a — опір витка, $R_{щ}$ — опір щітки, R_K — контактний опір, U_0 — число

вольт на виток. Оскільки $R_a, R_{щ}, R_K$, то струм залежатиме в більшій степені від контактного опору щітки. Його можна графічно визначити з залежності контактного опору від тиску (рис. 3.6)

Рис. 3.6 Залежність контактного опору від тиску

1 - мідно-графітова щітка; 2 — електрографітова щітка; 3 — вугільно-графітова щітка.



Вибираємо вугільно-графітову щітку, навантаження 1,5 кг, отже контактний опір буде рівний $R_K = 0.025 \text{ Ом}$. Падіння напруги на витку $U_0 = 0.00002 \text{ В}$. Отже, струм буде рівний:

$$I_K = \frac{U_0}{R_a + R_{\text{щ}} + R_K} \approx \frac{U_0}{R_K} = \frac{0.00002}{0.025} = 0.8 \text{ мА}.$$

Індуктивність розсіяння буде рівна:

$$L = 2 \cdot 10^{-9} \cdot l \cdot w_1^2 \cdot (K_a - 1)^2 \cdot K_a^2 \cdot K_c \cdot \ln \frac{K_a \cdot \frac{K_a}{K_a - 1}}{(K_a - 1)^{K_a}}$$

де l – довжина витка, w_1 – число витків первинної обмотки,

K_a – коефіцієнт трансформації, $K_c = 1$ (матеріал магнітопроводу не впливає). Отже, індуктивність буде рівна:

$$L = 2 \cdot 10^{-9} \cdot l \cdot w_1^2 \cdot (K_a - 1)^2 \cdot K_a^2 \cdot K_c \cdot \ln \frac{K_a \cdot \frac{K_a}{K_a - 1}}{(K_a - 1)^{K_a}} \\ = 2 \cdot 10^{-9} \cdot 0.02 \cdot 100 \cdot (10 - 1)^2 \cdot 100 \ln \frac{10 \cdot \frac{100}{9}}{9^{10}} = 1.12 \cdot 10^{-4} \text{ Гн}$$

Розраховані дані наведені в таблиці.

Таблиця

Параметр	Значення
ΔU_{1m}	5,2 В
ΔU_{2m}	0,10 В
$\sum \Delta U_m$	12,8 В
I_K	0,8 мА
L	$1,12 \cdot 10^{-4} \text{ Гн}$
P	222 Вт

VII. Висновки

В рентгендіагностичних апаратах основними вузлами, що потребують серйозного підходу є: система живлення, системи керування та експозиції. Ці системи забезпечують роботу апарата та управління його режимами.

Проведений розрахунок головного ланцюга апарата за трифазною схемою живлення. Отримані значення падінь напруги на первинній, вторинній обмотці, та загальне падіння напруги на системі живлення. Також визначений контактний струм, індуктивність розсіяння автотрансформатора та потужність, що виділяється на рентгенівській трубці.

**Міністерство освіти і науки, молоді та спорту України
Національний технічний університет України
„Київський політехнічний інститут”**

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА 4

з дисципліни « Променева техніка»

Дослідження параметрів радіаційної обстановки: розрахунок послаблення бета- та гама-випромінювання. Радіометр бета - гама випромінювання « Прип'ять РКС-20.03». Порядок вимірювання та визначення доз опромінювання. Регламент наладки та обслуговування.

Студент
група

Викладач:
доцент Терещенко М.Ф.

Київ-2011

Іонізуюче випромінювання. Дозиметрія. Радіометр «Прип'ять»

Мета роботи: Дослідження параметрів радіаційної обстановки: розрахунок послаблення бета- та гама-випромінювання. Вивчити особливості іонізуючого випромінювання, його параметри, особливості поширення в біологічній тканині. Випромінювання і поглинання енергії. Рентгенівське гальмівне та характеристичне випромінювання. Рентгенодіагностика. Дозиметрія. Принципи побудови дозиметричних приладів.

I. Теоретична частина

- 1.1. Рентгенівське випромінювання.
- 1.2. Взаємодія іонізуючого випромінювання з речовиною
- 1.3. Дія фізичних факторів на біологічні об'єкти
- 1.4. Вплив електричного струму на живий організм
- 1.5. Модифікація радіобіологічних ефектів
- 1.6. Іонізуюче випромінювання в медицині
- 1.6.1. Дослідження параметрів радіаційної обстановки: послаблення гама-випромінювання

II. Паспорт радіометра РКС-20.03 "ПРИП'ЯТЬ"

- 2.1. Загальні вказівки
- 2.2. Комплект постачання
- 2.3. Основні технічні характеристики
- 2.4. Принцип побудови радіометра
- 2.5. Підготовка до роботи і порядок роботи з радіометром
- 2.6. Технічне обслуговування радіометра
- 2.7. Повірка радіометра

III. Практична частина

- 3.1. Радіометр «Прип'ять». Порядок вимірювання та визначення доз опромінювання
 - 3.2. Структурна та принципіальна схеми приладу
 - 3.3. Технічні характеристики
 - 3.4. Одиниці вимірювання
 - 3.5. Регламент обслуговування та наладки
 - 3.6. Протокол дослідження
 - 3.7. Обробка результатів вимірювання
 - 3.8. Розрахунок послаблення бета – та гама-випромінювання
- Висновки

I. Теоретична частина

1.1. Рентгенівське випромінювання

Рентгенівське випромінювання являє собою електромагнітні хвилі, занімаючи спектральну область між ультрафіолетовим і гамма-випромінюванням у межах довжин хвиль від 10^{-7} до 10^{-14} м. Як джерело рентгенівського випромінювання використовується рентгенівська трубка - двохелектродний вакуумний прилад, у якому вилітаючи з напруженого катода і прискорені електричним полем електрони попадають на металевий анод (антикатод). При гальмуванні швидких електронів під дією електростатичного поля речовини анода, як випливає з теорії Максвелла, випромінюються електромагнітні хвилі - виникає гальмове рентгенівське випромінювання.

При гальмуванні електронів частина їх кінетичної енергії витрачається і на створення фотона рентгенівського випромінювання, а частина - на нагрівання анода. Співвідношення між енергією фотонів і тепловою енергією випадково. Тому спектр рентгенівського випромінювання суцільної (рис.1).

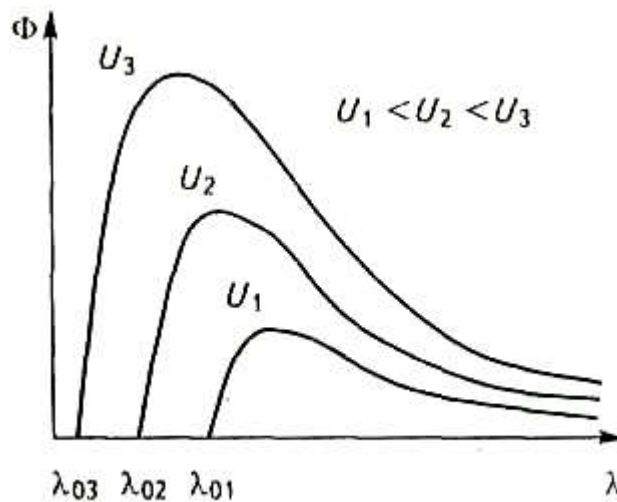


Рис.1. Спектр гальмового рентгенівського випромінювання (залежність потоку випромінювання Φ від довжини хвилі λ при різних напругах U на рентгенівській трубці)

Інтенсивність гальмового рентгенівського випромінювання розподілена по усім довжинам хвиль, аж до деякої короткохвильової границі λ_0 , на якій енергія eU бомбардуючи антикатод електронів цілком передається квантам рентгенівського випромінювання $h\nu_0$, тобто

$$eU = h\nu_0 = \frac{hc}{\lambda_0} \quad (1)$$

де U - різниця потенціалів прискорюючого електричного поля, прикладена до електродів рентгенівської трубки; ν_0 - частота випромінювання, що відповідає короткохвильової границі.

Із формули (1) випливає, що довжина хвилі, що відповідає короткохвильовій границі спектра, дорівнює

$$\lambda_0 = \frac{hc}{eU} \quad (2)$$

З формули (2) видно, що, змінюючи напругу патрубку, можна змінювати положення короткохвильової границі λ_0 в спектрі і, отже, спектральний склад випромінювання (рис 1).

Лінійчатий рентгенівський спектр, у якому з'являються різкі максимуми, виникає при передачі енергії прискорених електронів внутрішнім, близьким до атомного ядра електронам речовини анода. При цьому внутрішні електрони викидаються в область вільних станів, а на їхні місця переходять електрони з зовнішніх енергетичних рівнів, випромінюючи кванти електромагнітного випромінювання визначеної частоти (первинне рентгенівське випромінювання). Частоти цього випромінювання характерні для атомів кожного елемента і не залежать від того, у яке хімічне з'єднання входить даний атом, тому такий спектр ще називається характеристичним. У К-шари можуть перейти електрони з L-, M-, N-шарів, у L-шар - електрони з M-, N-шарів і т.д. Відповідно характеристичний рентгенівський спектр містить До-серію, L-серію і т.д. Кожна із серій складається із ліній а, б, в і так далі, що випромінюються електронами при переході з верхніх рівнів на один з нижніх. Наприклад, лінія K_α випромінюється при переході електрона з L-шару в К-шар; лінія K_β - з М-шару в До-шар; лінія L_γ - з М-шару в L-шар і т.д. Залежність частоти випромінювання ν (чи довжини хвилі λ відповідно) для будь-якої лінії рентгенівського спектра від атомного номера елемента Z визначається законом Мозлі:

$$\nu = \frac{c}{\lambda} = Rc(Z-b)^2 \left(\frac{1}{n^2} - \frac{1}{k^2} \right) \quad (3)$$

де Z - порядковий номер елемента, з якого зроблений антикатод; b - постійна екранування; n і k - номери рівнів, між якими здійснюється перехід.

Інтенсивність пучка рентгенівських променів, що пройшли крізь пластинку товщиною x , визначається формулою:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (4)$$

де I - інтенсивність пучка, що падає на пластинку; μ - лінійний коефіцієнт поглинання, $[\mu] = \text{м}^{-1}$.

Лінійний коефіцієнт поглинання μ залежить від довжини хвилі рентгенівських променів і від густини речовини. Тому зручніше користатися масовим коефіцієнтом поглинання μ_m не залежним від

щільності і зв'язаним з лінійним коефіцієнтом і, співвідношенням

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho} \quad (5)$$

де ρ - щільність матеріалу.

Оскільки довжина хвилі рентгенівського випромінювання має порядок міжатомних відстаней у твердому тілі $\lambda \sim 10^{-10}$ м, то кристал є природними дифракційними ґратками для рентгенівського випромінювання. Умова дифракції рентгенівських променів на кристалі називається умовою Вульфа - Брегга:

$$2d \sin \theta = n\lambda \quad (6)$$

де d - відстань між сусідніми атомними площинами кристала, на яких спостерігається дифракція; θ - брегговський кут між атомною площиною і падаючим на неї (чи відбитим) рентгенівським променем; $n= 1,2,3,\dots$ - порядок дифракції.

Умова Вульфа-Брегга лежить в основі рентгеноструктурного аналізу. Явище дифракції рентгенівських променів дозволяє з високою точністю визначати значення постійної Планка за допомогою формул (6) і (1).

Рентгенівське випромінювання знаходить широке застосування в медицині як у діагностичних, так і терапевтичних цілях .

1.2. Взаємодія іонізуючого випромінювання з речовиною

Іонізуюче випромінювання (далека область ультрафіолетового випромінювання, рентгенівське й γ -випромінювання) має достатню енергію для того, щоб викликати іонізацію атомів і молекул, і, як наслідок, здатна привести до найбільш небезпечним для біологічних структур наслідкам: ушкодженню й переродженню окремих структур і загибелі організму, а також генним мутаціям.

Ядерні випромінювання (α -, β - і γ -промені, протони, нейтрони), взаємодіючи з електронами чи атомів ядрами, здатні робити різноманітні впливи на речовини. Заряджені частки і гамма-кванти, взаємодіючи з електронами, можуть іонізувати атоми і збуджувати їх, а також руйнувати молекули. Ці явища істотно впливають на хід багатьох хімічних реакцій і можуть стимулювати такі реакції, що не відбуваються в звичайних умовах.

Природне радіоактивне тло створюється космічним випромінюванням і випромінюванням радіоактивних ізотопів земної кори. Останнім часом з'явилися штучні джерела випромінювання в енергетиці, військово-промисловому комплексі, а також у медицині (рентгенівські й γ -установки).

Рентгенівське випромінювання виникає при гальмуванні прискорених електронів у речовині γ - випромінювання - при переході атомних ядер зі збудженого стану в основне чи при анігіляції електронно - позитронної пари, а також при розпаді деяких часток. При взаємодії цих видів випромінювання

з речовиною можливі наступні ефекти: фотоефект, ефект Комптона й ефект утворення пари позитрон-електрон-позитрон.

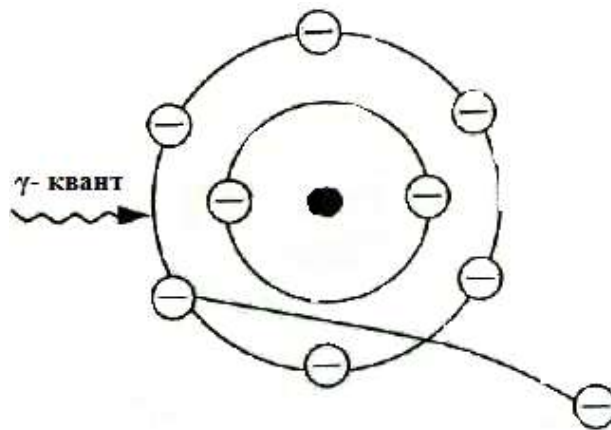


Рис. 2. Схема фотоефекта.

При фотоефекті квант рентгенівського чи γ - випромінювання вибиває електрон з електронної оболонки атома (рис. 2.). Для того щоб це відбулося, енергія падаючого фотона повинна перевищувати енергію зв'язку електронів в атомі W . Квант цілком передає енергію атому, витрачаючи її на роботу A виходу електрона і наповнення йому деякої кінетичний енергії $E_{\text{кін}}$:

$$E_{\text{кін}} = h\nu - A \quad (7)$$

Імовірність фотоефекта збільшується з ростом заряду ядра і наближенням енергії кванта світла до енергії зв'язку електрона в атомі.

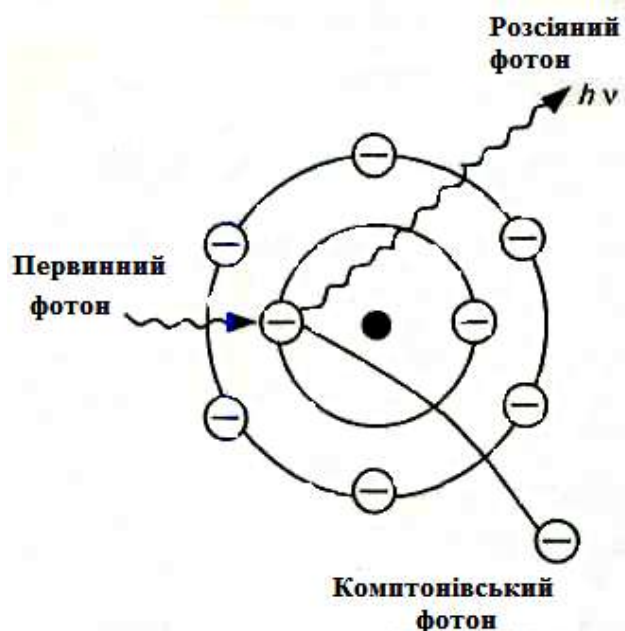


Рис. 3. Схема ефекту Комптона.

У випадку ефекту Комптона (рис. 3) квант, зіштовхуючись з атомом, витрачає частина своєї енергії на вибивання електрона і продовжує свій рух, але вже в іншому напрямку і володіючи меншою кількістю енергії.

Такий фотон називається розсіяним, а вибитий електрон - комптоновським електроном, чи електроном віддачі. Розсіяний фотон здатний взаємодіяти з іншими атомами і викликати і нові ефекти Компотна чи фотоефект. Чим менше довжина хвилі падаючого фотона, тобто чим більше його енергія, тим більше імовірність ефекту Компотна і менше імовірність фотоефекта. У результаті декількох послідовних ефектів Компотна енергія розсіяних фотонів поступово зменшується в порівнянні з первинним фотоном і зростає імовірність фотоефекта.

Ефект утворення пара. Якщо енергія фотона перевищує 1,022 MeV, то взаємодія падаючого кванта з полем ядра може привести до перетворення кванта в двох часток: електрон і позитрон - ефект утворення пара (рис.4.):

Енергія, рівна 1,022 MeV витрачається на перетворення в масу спокою електрона і позитрона, а інша частина енергії кванта - на повідомлення кінетичної енергії часткам, що утворюються.

$$h\nu = E_{\text{кін},e^-} + E_{\text{кін},e^+} + 1,022\text{MeV} \quad (8)$$

де $E_{\text{кін},e^-}$ - кінетична енергія електрона; $E_{\text{кін},e^+}$ - кінетична енергія позитрона.

Можливий і зворотний ефект, коли електрон і позитрон анігілюють, у результаті чого з'являються два γ -кванта:

$$e^- + e^+ \rightarrow 2\gamma \quad (9)$$

Енергія кожного з квантів, що утворюються, складає не менш 0,511 MeV.

Імовірність ефекту утворення пара залежить не тільки від енергії кванта, але і від заряду ядра z . Чим більше величина z , тим вище імовірність утворення пари. До складу біологічних систем в основному входять легкі ядра, тому

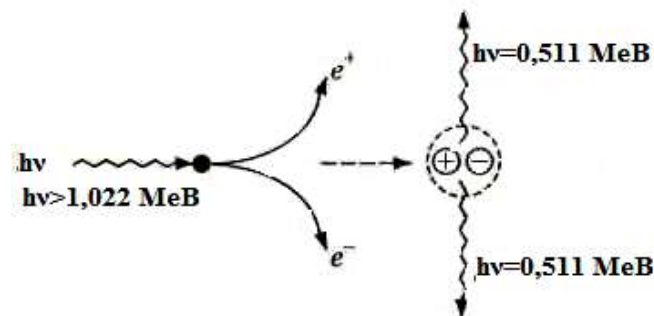


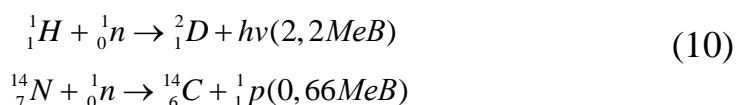
Рис. 4. Схема ефекта утворення електронно – позитронних пар. ефект утворення пара відбувається рідко в порівнянні з іншими ефектами (фотоефектом і ефектом Компотна).

У процесі фото-, Комптон-ефектів і утворення пари відбувається первинна іонізація атомів.

Вибиті електрони в процесі свого руху можуть віддавати свою утворення електронно - позитронних пар енергію атомам і тим самим приводити до їх порушення й іонізації, у результаті чого породжуються вторинні електрони. Багаторазово взаємодіючи з атомами, електрон поступово втрачає свою енергію доти, поки вона не знизиться настільки, що

електрон захватиться яким-небудь нейтральним атомом і утворить з ним негативний іон.

Крім рентгенівських і γ - променів, до іонізуючого випромінювання відносять також потоки α - часток (ядер атомів гелію), β - часток (електронів і позитронів), протонів, нейтронів і ін. Заряджені частки, взаємодіючи з електричними полями електронів, здатні перевести атоми в збуджений стан або іонізувати їх. Нейтрони, тому що вони не мають заряд, можуть викликати іонізацію атомів лише непрямым шляхом. Наприклад, поглинання нейтрона ядром атома (найчастіше водню, іноді азоту, вуглецю, кисню) приводить до збільшення кінетичної енергії останнього. Утворюючи так назване ядро віддачі, взаємодіючи з іншими атомами, може викликати їхню іонізацію. Іноді тільки частина енергії нейтрона йде на повідомлення ядру кінетичної енергії, а інша частина - на порушення ядра. Перехід ядра зі збудженого стану в основне супроводжується випромінювання γ - квантів. При низьких швидкостях нейтронів їхня взаємодія з речовиною може привести до ядерних реакцій, у результаті яких утворюються γ -кванти і заряджені частки:



У процесі проходження через речовину іонізуюче випромінювання утрачає свою енергію і передає її речовині. Середня енергія, передана речовині на одиниці довжини пробігу, називається лінійною передачею енергії. Відстань, що випромінюванню проходить у речовині, зберігаючи здатність до іонізації (середній лінійний пробіг), характеризує проникаючу здатність випромінювання. Відношення числа пара іонів N , утворених випромінюванням на довжині пробігу l (лінійна щільність іонізації i),

$$i = \frac{dN}{dl} \quad (11)$$

характеризує іонізуючу здатність випромінювання. Чим більше заряд і маса частки, тим вище її іонізуюча і менше проникаючі здібності. Ці величини також залежать від густини випромінюючої речовини і різні для α -, β -, γ - випромінювання.

1.3. Дози іонізуючих випромінювань

При вивченні ступені пошкодження тих чи інших біологічних об'єктів важливо мати кількісне представлення про фізичні характеристики випромінювання, його енергії.

Іонізуюче випромінювання, насамперед, характеризується своєю здатністю іонізувати середовище. Кількісно цю характеристику відбиває експозиційна доза $D_{екс}$. Експозиційна доза випромінювання являє собою енергетичну характеристику рентгенівського чи гамма-випромінювання, оцінювану по ефекті іонізації сухого атмосферного повітря:

$$D_{екс} = \frac{q}{m} \quad (12)$$

Одиницею експозиційної дози служить кулон па кілограм (Кл/кг) - це експозиційна доза рентгенівського чи у-випромінювання, при якій сума електричних зарядів q одного знака, утворених у масі $m = 1$ кг повітря, дорівнює 1 Кл. Найчастіше експозиційна доза вимірюється у несистемних одиницях рентгенах ($1 \text{ Р} = 2,58 \times 10^{-4} \text{ Кл/кг}$).

Потужність експозиційної дози випромінювання дорівнює

$$P_{\text{екс}} = \frac{dD_{\text{екс}}}{dt} \quad (13)$$

Одиницею потужності експозиційної дози є ампер на кілограм (А/кг). Використовуються також несистемні одиниці: рентген у секунду (Р/с), $1 \text{ Р/с} = 2,58 \times 10^{-4} \text{ А/кг}$; рентген у хвилину (Р/хв), $1 \text{ Р/хв} = 4,30 \times 10^{-6} \text{ А/кг}$; рентген у годину (Р/год), $1 \text{ Р/год} = 7,17 \times 10^{-8} \text{ А/кг}$.

Випромінювання може зробити яка-небудь дія на речовину тільки в тому випадку, якщо відбудеться поглинання цього випромінювання речовиною. Тому важливо знати не експозиційну, а поглинену дозу, рівну відношенню поглиненої енергії до маси речовини, що опромінюється:

$$D_{\text{погл}} = \frac{E_{\text{погл}}}{m} \quad (14)$$

Одиницею виміру поглиненої дози є грей - доза випромінювання, при якій опроміненій речовині масою 1 кг передається енергія випромінювання 1 Дж ($1 \text{ Гр} = 1 \text{ Дж/кг}$) чи несистемна одиниця рад ($1 \text{ рад} = 10^{-2} \text{ Дж/кг}$).

Потужність поглиненої доз випромінювання дорівнює

$$P_{\text{погл}} = \frac{dD_{\text{погл}}}{dt} \quad (15)$$

і вимірюється в Гр/с чи рад/с.

Експериментальному виміру піддається експозиційна, а не поглинена доза, однак між ними існує залежність:

$$D_{\text{погл}} = kD_{\text{екс}} \quad (16)$$

де k - деякий коефіцієнт, що залежить як від самого випромінювання, так і тієї речовини, що опромінюється.

Дія іонізуючого випромінювання однакової енергії, по різного виду (наприклад, α -, β - і γ - випромінювання) ефект, тому що ці випромінювання розрізняються своєю іонізуючою і проникаючою здатністю. У радіобіології існують поняття еквівалентних доз. Еквівалентна доза оцінюється по біологічному впливі. Вона дорівнює добутку поглиненої дози $D_{\text{погл}}$ на коефіцієнт якості випромінювання K , що характеризує відносну біологічну активність розглянутого випромінювання:

$$D_{\text{екс}} = kD_{\text{погл}} \quad (17)$$

Коефіцієнт якості випромінювання показує, у скількох разів ефективність біологічної дії даного виду випромінювання більше, ніж рентгенівського чи γ - опромінення, при однаковій дозі. K -безрозмірний коефіцієнт.

Тому еквівалентна доза випромінювання має ту ж розмірність, що і поглинена доза опромінення називається зівертом (*Зв*), 1 *Зв* еквівалентний 1 *Гр*. Доза опромінення, що робить такий же біологічний ефект, як і доза в 1 *Р* рентгенівського чи γ -опромінення, складає 1 *бер* (біологічний еквівалент рентгена). Коефіцієнт *K* експериментально визначений для кожного виду випромінювання (табл. 1). Іноді опромінення біологічного об'єкта проводиться джерелом, розташованим не зовні.

Таблиця 1

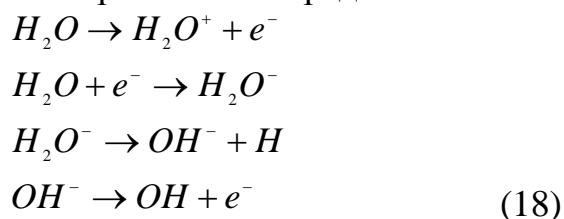
Вид випромінювання	Коефіцієнт якості випромінювання <i>K</i>
Рентгенівське γ - і β -випромінювання	1
Теплові нейтрони (~0,01 <i>MeV</i>)	3
Нейтрони (5 <i>MeV</i>)	7
Нейтрони (0,5 <i>MeV</i>), протони	10
α -випромінювання	20

Коефіцієнти якості різних видів випромінювання усередині, наприклад, при введенні в пухлинну тканину радіонуклідних голок (зазначений метод використовується в радіотерапії), радіоактивних ізотопів. У цьому випадку дози опромінення розраховуються за відомим значенням активності ізотопів і коефіцієнтам поглинання даної тканини.

1.4. Вплив іонізуючого випромінювання на організм

Іонізація і порушення структури молекул, викликані дією іонізуючої радіації, приводять до хімічних змін у них, тобто до радіаційних ушкоджень. Ступінь радіаційного ушкодження молекули обумовлена безпосереднім влученням у неї кванта, то говорять про пряму дію випромінювання; якщо ж взаємодією з радіаційними продуктами, то це – непряма дію випромінювання.

Ушкодження кліток викликаються в основному ушкодженнями молекул білків, нуклеїнових кислот, ліпідів, що знаходяться у водяній фазі. Тому що кількість молекул води набагато перевищує кількість розчинених у ній молекул, то радіаційні ушкодження біологічних молекул найчастіше викликаються їхньою взаємодією з продуктами радіолізу води, у ході якого утворюються сольватовані електрони і вільні радикали:



У нуклеїнових кислотах під дією іонізуючого випромінювання відбуваються зміни як в окремих нуклеотидах (наприклад, розмикання

пірімідинового чи імідазольного кілець, дезамінірування аденіну, гуаніну і цитозину, окислювання спиртових груп і розриви вуглець-вуглецевих зв'язків у дезоксирибозі), так і в спіральній структурі (одне- і двухниткові розриви ланцюгів ДНК, зшивки між нуклеотидами однієї чи різних ланцюгів, зшивки ДНК - білок). Викликані зміни в молекулах нуклеїнових кислот приводять до виникнення генних (зміна нуклеотидного складу окремого гена) і хромосомних (зміна структури хромосом) мутацій.

Дія іонізуючого випромінювання на білки викликає ушкодження амінокислот, розриви водородних, дисульфідних, поліпептидних зв'язків і, як наслідок, втрату їхніх біологічних функцій. Ці порушення можуть бути викликані як безпосереднім влученням кванта випромінювання, так і взаємодією білка з вільними радикалами чи іншими продуктами радіолізу на сусідніх молекулах.

Ушкодження ліпідів в основному викликані перекисним окисленням ненасичених жирних кислот. Ініціаторами даної реакції є вільні радикали чи води самих ліпідів. Внаслідок ланцюгового характеру даної реакції уражається значне число ліпідних молекул у результаті влучення усього лише одного кванта. Радіаційні ушкодження ліпідних молекул приводять до утворення альдегідів, кетонів, спиртів, а також зшивок між молекулами.

У клітині існують спеціальні репараційні системи, що відновлюють ушкоджені молекули. Ці системи здатні відновлювати молекули після ушкодження, викликаних різними факторами як фізичної (ультрафіолетове, γ -опромінення), так і хімічної (хімічні агенти) природи.

В даний час відомі репараційні системи для відновлення ДНК і мембран. Найбільш широко вивченими є системи, репаруючі одно- і двухниткові розриви ДНК. Ушкодження мембран усуваються шляхом заміни ушкоджених компонентів (ліпідів і білків). Відновлення компонентів мембрани відбувається й у процесі нормального функціонування клітки, але при опроміненні цей процес прискорюється. Репарація інших біологічних з'єднань, втом числі і білків, не так важлива, тому що такі молекули, якщо вони ушкоджені, можуть витіснятися з метаболізму і замінюватися іншими.

Репарація ушкоджень пояснює так називаний ефект фракціонування, що полягає в наступному. Допустимо, що однократне опромінення кліток визначеною дозою викликає 50 %- ну їхню загибель (доза D_{50}). У той же час, якщо опромінення цією же дозою розділити на дві напівдози з проміжком часу між ними Δt , то загибель кліток буде складати менш 50 %, причому виживаність буде тим вище, чим більше проміжок Δt . Справа в тім, що при однократному опроміненні відбувається підсумовування і посилення радіо пошкоджень, а при фракційному опроміненні - після першої дози деякі з виниклих ушкоджень устигають відновитися. Тому сумарні ушкодження при однократному опроміненні вище, ніж при фракційному.

Репараційні системи не здатні усунути всі порушення. З іншого боку, іноді відбувається помилкова репарація молекул, що приводить до їх ушкоджень.

Дослідження процесів поразки багатоклітинного організму найбільше

важко, тому що клітки різних тканин володіють різної радіочутливості. Згідно правила Бергонье - Трібондо, радіочутливість кліток у тканині тим вище, чим більше їх пролиферативна активність і менше ступінь диференціації. Тому в організмі людини в першу чергу уражаються столові клітки червоного кісткового мозку й епітелію кишечника.

Пошкодження клітки неоднакові в різні фази її клітинного циклу. Радіочутливість кліток максимальна наприкінці G_1 - фази (пре синтетичної) і на початку S -фази (синтетичної, або реплікативної), тому що виниклі в цей час ушкодження не встигають репаруватися.

Радіобіологічні ефекти можуть виявлятися як безпосередньо після опромінення, так і через деякий проміжок часу: місяці, роки і навіть покоління. Наприклад, у людини з віддаленими наслідками опромінення можуть виступати процеси утворення зл�якісних пухлин, ослаблення імунітету, скорочення тривалості життя, народження дітей з патологіями.

1.5. Модифікація радіобіологічних ефектів

Існують речовини, що підсилюють (радіо сенсibilізатори) і послабляють (радіопротектори) радіобіологічний ефект. Дія одних модифікаторів проявляється до опромінення, а других - після. Перші з них називаються модифікаторами профілактичної дії, а другі-терапевтичної.

Найбільш вивченими радіопротекторами є речовини, що володіють антиоксидантними властивостями, тобто активуючі вільні радикали. На практиці широко застосовуються в якості радіопротекторів сульфгдрильні з'єднання: цистеїн, цистеамін, глутатіон.

3 — амінопропіламіноетілфосфотіонова кислота, що є аналогом цистеаміна, застосовується в радіотерапії пухлин, тому що забезпечує захист тільки здорових кліток, але не пухлинних. Багато радіопротекторів підсилюють репараційні процеси в чи клітці продовжують такий стан клітки, у якому її репараційні системи найбільш активні й ефективні.

Дія радіо сенсibilізаторів заснована на їхнє здатності підсилювати активність малоактивних вільних радикалів, інгібувати ферменти, зокрема , що володіють репараційними властивостями, інактивіувати нативні чи радіопротектори конкурувати з тими з них, що здатні перехопити вільний радикал, а також і на ряді інших механізмів.

У медичній практиці широко використовуються сенсibilізатори, що вибірково збільшують чутливість до опромінення тільки пухлинних кліток, наприклад,бутионинсульфоксиміш,диетилмалеат (знижують зміст сульфгдрильних з'єднань), мізонідазол (знижує активність репараційних систем).

Ефективність модифікаторів (чи радіопротекторів радіо сенсibilізаторів) оцінюється по факторі зміни дози K :

$$K = \frac{D}{D_m} , \quad (19)$$

де D -доза випромінювання, що обумовлює деякий прояв визначеного біологічного ефекту; Dm -доза, що викликає такий же прояв біоефекта, але в присутності модифікатора. Для радіопротекторів $K < 1$; для радіоенсибілізаторів $K > 1$. До залежить від самої дози, стану клітки і ряду інших факторів.

1.6. Іонізуюче випромінювання в медицині

Рентгенівське випромінювання широко застосовуються в медичній діагностиці для інтроскопії організму. Найбільш відомим з інтроскопічних методів є рентгенодіагностика, що підрозділяється на рентгеноскопію (зображення розглядається на люмінісцентнім екрані) і рентгенографію (зображення фіксується на фотоплівці). Для одержання більш яскравого зображення потрібно посилення інтенсивності рентгенівського опромінення, що негативно позначається на здоров'я нациста. Тому в рентгенології використовується цілий ряд технічних засобів для поліпшення якості зображення при малих інтенсивностях опромінення.

Для того щоб досліджуваний чи орган група органів була чітко па на рентгенограмі, необхідно, щоб його коефіцієнт поглинання рентгенівських променів відрізнявся від коефіцієнтів поглинання інших тканин. Для діагностичних цілей застосовується випромінювання $\lambda = (1...2)10^{-11}$ м, для якого масовий коефіцієнт ослаблення визначається але формулі:

$$\mu_m = k\lambda^3 Z^3, \quad (20)$$

де k - коефіцієнт пропорційності; Z - заряд ядра речовини поглинача.

Останнім часом одержав широке поширення метод комп'ютерної томографії, що дозволяє за допомогою просвічування багнистими рентгенівськими променями одержувати зображення не цілого обсягу тканини, а тільки її багнистих шарів товщиною 3..5 мм. Цей метод володіє значно більш високою чутливістю в порівнянні з традиційними рентгенодіагностичними методами, тому що дозволяє визначити розходження в поглинанні випромінювання тканиною до 0,1 %

Зображення внутрішніх органів можна одержувати також, використовуючи радіонуклідний метод діагностики. Відомо, що деякі хімічні елементи і з'єднання мають здатність вибірково накопичуватися в якому-небудь чи органі тканині. Якщо в це з'єднання (радіо фармпрепарат) уключити радіоактивний ізотоп і ввести пацієнту, то, дочекавшись розподілу препарату в організмі, можна за допомогою спеціальних приладів (наприклад сцинтиграфів) визначити випромінювання ізотопу в різних ділянках тіла. Природно, що в областях, де концентрація препарату більше, випромінювання буде сильніше.

Для дослідження, наприклад, щитовидної залози пацієнту вводять радіоактивні ізотоп ^{131}I йода; печінки - фарбу бенгал - роз, позначену ^{131}I ; кісткової тканини - фосфатний комплекс, мічений ^{99}Tc технецій.

Даний метод дозволяє визначити розміри й обриси органа, а по неоднорідностям розподілу введених радіо фармпрепаратів судити про ряд захворювань, наприклад цирозі печінки, гепатиті, остеопорозі,

онкозахворювань, визначати наявність і розташування метастаз.

При розробці нових радіо фармпрепаратів прагнуть до того, щоб ізотоп володів як можна меншим періодом напіврозпаду щоб уникнути зайвого опромінення організму.

Радіоізотопи використовуються також для визначення незначних концентрацій у крові деяких речовин, наприклад гормонів, коли звичайні хімічні методи виявляються неефективними. Суть даного методу, що називається радіо імунологічним, у наступному. За допомогою спеціальних методів імунології для обумовленої речовини (антигену) одержують антитіла, здатні зв'язуватися саме з ним. Далі в пробірці змішують антитіла, антигени, позначені яким-небудь радіоактивним ізотопом, і кров пацієнта, приблизно утримуючі ці антигени (немічені). Антитіла й антигени, зв'язуючи один з одним, утворюють комплекси, що відокремлюються центрофугіруванням. Чим вище була концентрація антигену в крові, тим більше антитіл зв'яжеться з антигенами пацієнта і менше - з міченими антигенами. Якщо ж антиген у крові цілком був відсутній, то утворюються комплекси тільки з міченими антигенами. По радіоактивності осаду при відомому обсязі крові, узятій для аналізу, визначають концентрацію антигену в крові.

Радіоімунологічний метод дозволяє діагностувати на ранніх стадіях цілий ряд захворювань, стежити за нормальним протіканням вагітності і розвитком плоду, надає неоціненну допомогу в парних дослідженнях.

Рентгено- і γ -терапію широко використовують для лікування онкологічних захворювань. В основі методу лежить той факт, що найбільшою чутливістю до опромінення володіють активно поділяються клітки. Тому дія іонізуючого випромінювання викликає переважну загибель саме ракових кліток.

II. Радіометр РКС-20.03 "ПРИП'ЯТЬ"

2.1. Загальні вказівки

Вказівки з експлуатації радіометра бета-гама випромінювання РКС-20.03" ПРИП'ЯТЬ " містять технічні характеристики, опис принципу дії конструкції, порядок роботи, технічне обслуговування і методику перевірки. Працездатність визначається виміром гама-фону і перевіркою величини напруги живильника.

Радіометр є виробом електронної техніки з кінцевим значенням експлуатаційної надійності.

Після тривалого перебування радіометра при низькій температурі перед включенням його необхідно витримати при кімнатній температурі не менш 2 годин. При роботі з радіометром у складних погодних умовах (опаді, пил) використовують тонкий прозорий поліетиленовий чохол.

2.2. Основні технічні характеристики

Радіометр призначений для контролю радіаційної обстановки в місцях проживання, перебування і роботи населення. За допомогою радіометра можна вимірювати: величину зовнішнього гама - фону; забруднення радіоактивними речовинами житлових і виробничих

приміщень, будинків і споруджень, предметів побуту, одягу, прилягаючої території, поверхні ґрунту, транспортних засобів; зміст радіоактивних речовин у продуктах харчування.

Діапазон вимірів потужності експозиційної дози гамма-випромінювання від 0,01 до 20,00 мР/год і потужності еквівалентної дози гама-випромінювання від 0,1 до 200,0 мкЗв/год.

Діапазон вимірів щільності потоку бета-випромінювання від 10 до $20,00 \cdot 10^3$ (част/хвсм²)

Діапазон вимірів питомої активності від 1×10^{-7} до 2×10^{-5} Ки/кг.

Межі основної відносної похибки, що допускається, $\pm 25\%$.

Енергетична залежність у діапазоні енергій реєструючого гамма випромінювання від 0,05 до 0,66 МеВ $\pm 25\%$, у діапазоні енергій від 0,66 до 3,0 МеВ (+40 -25%)

Межі, що допускається додаткової похибки ,викликаній зміною температури навколишнього середовища на 10°C від границь діапазону (20 \pm 5) °C, $\pm 10\%$.

Межі, що допускається додаткової похибки, викликаній напруги живлення від границь діапазону (8,0 \pm 0,8) в діапазоні від 4,7 до 12В, не більше 10%.

Час встановлення робочого режиму не більш 5с.

Час встановлення показань при вимірі:

потужності дози і щільності потоку 20 чи 200 с;

питомої активності -10 чи 100 хв.

Режими живлення:

від батареї "Корунд";

від зовнішнього джерела постійної напруги від 4,7 до 12В.

Примітка. Тип зовнішнього джерела, що рекомендується живлення - блок живлення мікрокалькулятора "Електроніка Д2-10М"

Струм споживання при напрузі живлення 8,0 В не більше 10мА.

Габаритні розміри радіометра 146 \times 73 \times 37мм.

Вага радіометра не більш 0,3кг.

Умови експлуатації:

температура навколишнього повітря від 10 до 35°C;

верхнє значення відносної вологості 75% при 30°C і більш низьких температурах без конденсації вологи.

Допускається робота радіометра протягом нетривалого часу (не більш 10хв) при температурі від мінус 10 до плюс 40° і відносної вологості до 95% при температур

2.3. Принцип побудови радіометра

Радіометр відповідає ТУ88УРСР245.006-89, ДОСТ27451-87 і виконаний у виді портативного цифрового приладу в прямокутному корпусі з міцного пластику.

Як детектори бета - і гама-випромінювання в радіометрів використовуються вбудовані лічильники типу СБМ-20. з появою

іонізуючих чи часток гама-квантів у газовому обсязі лічильників розвивається електричний розряд, що формує на виході електричної схеми імпульси напруги які за допомогою електронного лічильного пристрою перетворюються в цифрову інформацію і відображаються на чотирьох розряднім рідкокристалічним індикаторі.

Схема електрична принципова і креслення печатної плати приведені у додатках 2 і 3

Зовнішній вигляд і розташування органів керування приведені на рис.1.

1.ПИТАНИЕ.- Вимикач живлення радіометра.

2. КП. - Кнопка контролю живильного напруги .

3. РЕЖИМ $\gamma - \beta$ – Перемикач виду іонізуючого випромінювання: γ - гама випромінювання; β - бета випромінювання.

4. Н – Х .- Перемикач виду вимірюючої потужності дози гамма-випромінювання: Н- потужність-еквівалентної дози, мкЗв/год; Х- потужність експозиційної дози, мР/год.

5. $\phi - Am$ - Перемикач виду вимірюваної величини при вимірів бета-випромінювання:

ϕ - щільність потоку, част./хв \times см²

Am - питома активність, Ки/кг.

6. ПРЕДЕЛ – Перемикач меж вимірів:

нижнє положення - чуттєвий піддіапазон;

верхнє положення -піддіапазон, на якому чутливість радіометра в 10разів нижче.

7. ВРЕМЯ 20,200с, 10, 100мин – Перемикач часу встановлення показань:

нижнє положення:20с - мінімальний час установлення показань при вимірі потужності дози γ і щільності потоку ϕ ;

10хв – мінімальний час установлення показань при вимірі питомої активності Am ; верхнє становище часу - становлення показань збільшується в10разів - 200с і 100хв.

8. Вимикач звукового сигналу.

Роз'єм для підключення зовнішнього джерела живлення- поз.9.Кришка-фільтр-поз.10(маркірування" γ ",геометричний центр датчиків маркірований знаком "+"). Кришка відсіку живлення - поз.11.

2.4. Підготовка до роботи і порядок роботи з радіометром

Радіометр є приладом з цифровою індикацією.При вимірі необхідно зчитувати показання цифрового індикатора з урахуванням положень перемикачів виду вимірюючого іонізуючого випромінювання і діапазону. Максимальна ємність цифрового індикатора 1999.

Перед початком роботи з радіометром необхідно установити батарею чи підключити зовнішнє джерело – блок живлення " Електроника Д10М".

Для установки батареї "Корунд" зніміть кришку поз.11 відсіку живлення. До наявної у середині відсіку живлення колодці – роз'єму підключити батарею, установити її у відсік живлення і закрити кришку.

При роботі радіометра від зовнішнього джерела живлення напругою від 4,7 до 12 В підключити джерело до радіометру через роз'єм поз.9.

Контроль живлення

Увімкніть радіометр, для чого перемикач поз.1 ПИТАНИЕ переведіть у положення ВКЛ. Поява цифр на індикаторі свідчить про наявність напруги живлення. Відсутність чи бліде світіння цифрового індикатора свідчить про те, що напруга батареї живлення знаходиться нижче мінімально допустимого значення і потрібно її заміна.

Для контролю величини напруги живлення натисніть кнопку КП поз.2. На цифровому індикаторі з'явиться чотирьохзначне число з комою після другої цифри, що вказує значення напруги у вольтах, а також символи "+ -" у лівій і "V" у правій частині індикатора.

Наприклад, на цифровому індикаторі з'явилося зображення +,-08,95V. Це означає, що напруга джерела живлення радіометра складає 8,95 В.

Номінальна напруга батареї "Корунд" складає 8В. Якщо при контролі живлення напруга батареї виявиться нижче 6В – рекомендується замінити батарею.

Вимір потужності дози гама – випромінювання

Потужність дози гама-випромінювання вимірюється при встановленій кришці-фільтрі Y поз.10. Радіометр вимірює потужність експозиційної дози в милірентгенах за годину (мР/год) чи потужність еквівалентної дози в мікрозвертах у годину (мкЗв/год). Вибір виду вимірюваної потужності дози здійснюється перемикачем Н-Х.

Перед виміром потужності експозиційної дози перемикачі на передній панелі радіометра установите в наступні положення:

РЕЖИМ-Y;

Н-Х-Х;

ПРЕДЕЛ – нижнє положення;

ЧАС-20 с (нижнє положення)

φ – Am – Am;

Вмикайте радіометр, для чого перемикач ПИТАНИЕ поз.1, переведіть у положення ВКЛ. При цьому на цифровому табло повинне з'явитися чотиризначне число з комою після першої цифри.

Не менш чим через 20 с рахуйте показання приладів мР/ч. Наприклад, на цифровому індикаторі з'явилося число 0,114. Це означає, що потужність експозиційної дози гамма-випромінювання складає 0,114 мР/год, чи, що теж саме, -114 мкР/год (мікрорентген за годину).

При вимірах малих рівнів потужності дози спостерігається значний розкид показань радіометра, викликаний статистичним характером радіоактивного розпаду. Для підвищення точності виміру необхідно при величині потужності експозиційної дози до 0,100 мР/год перемикач ЧАС

перевести у верхнє положення, через 200 с зробити зчитування трьох послідовних показань і визначити середнє значення.

При вимірі потужності еквівалентної дози перемикач Н-Х перевести в положення Н і зробити зчитування показань у мікрозівртах за годину.

Якщо на цифровому індикаторі спостерігається швидке збільшення показників з'явиться сигнал переповнення ,те перемикач ПРЕДЕЛ необхідно перевести у верхнє положення і через 20-30с вираховувати показання.

Наприклад, на цифровому табло з'явилося число 17,52. Це означає, що потужність експозиційної дози гамма-випромінювання складає 17,52 мР/ч.

Якщо при верхнім положенні перемикача ПРЕДЕЛ через 30-40с зберігається сигнал переповнення, виходить, потужність експозиційної дози перевищує 20 мР/ч.

Для оперативного пошуку на місцевості ділянок підвищеного гамма-фона рекомендується використовувати звуковий індикатор, частота сигналів котрого пропорційна і потужності дози гамма випромінювання. Вимикач при цьому переводиться в положення 8.

Вимір радіоактивного забруднення

При вимірі радіоактивного забруднення бета-частинками необхідно пам'ятати, що газорозрядні лічильники, які використовуються в радіометрі, фіксують, гама - і бета-випромінювання. Тому, для обліку впливу гамма-фона необхідно спочатку провести вимірі з закритої кришкою-фільтром на відстані 1-2 см від контрольованої поверхні, а потім зробити вимір зі знятою кришкою натім ж відстані.

Перед виміром радіоактивного забруднення перемикачі напередній панелі радіометра установите в наступні положення:

РЕЖИМ-β;

Н-Х- будь-яке;

ПРЕДЕЛ- нижнє положення;

ЧАС-20с (нижнє положення);

φ – Ам – φ ;

8 – за бажанням оператора.

Радіоактивне забруднення визначається шляхом виміру-радіометром щільності потоку бета-випромінювання при знятої кришці-фільтрі «У» поз.10. Для зняття кришки-фільтра необхідно змістити фіксатор у бік від кришки і перевернути радіометр кришкою вниз.

УВАГА! При знятій кришці - фільтрі необхідно уникати ушкодження захисної плівки, що закриває лічильники іонізуючого випромінювання від забруднення радіонуклідами.

Вимір радіоактивного забруднення на межі "нижнє положення" здійснюється в одиницях щільності потоку бета-випромінювання (частинок в хвилину на см²), на межі "верхнє положення" у тисячах часток у хвилину на квадратний сантиметр

Для одержання величини радіоактивного забруднення поверхні необхідно з показань радіометра зі знятої кришкою – фільтром поз.10 відняти значення показань радіометра з закритої кришкою-фільтром поз.10. Наприклад, на цифровому індикаторі при вимірі з закритої кришкою-фільтром з'явилося число 0171, а з відкритої кришкою-фільтром - 0327. Це означає, що забруднення поверхні бета-активними речовинами складає $327 - 171 = 156$ (част./хв×см²)

При вимірі малих значень радіоактивного забруднення і гамма-фона (менш 100 част./хв.×см²) для підвищення точності вимірів необхідно перемикач ЧАС перевести у верхнє положення. Не менш, ніж через 200с, робити зчитування трьох послідовних показань і визначати середні значення. Зробити обчислення як зазначено вище .

Якщо на цифровому табло спостерігається швидке збільшення показань і через кілька секунд з'явиться сигнал переповнення індикуються одиниця старшого розряду, а інші три цифри гаснуть ,то перемикач ПРЕДЕЛ необхідно перевести у верхнє положення і через 30-40 с виконати вимір .

Наприклад, 12,41. Це означає, що радіоактивне забруднення бета-частинками контрольованої поверхні складає 12,41-103 (част./хв×см²) Якщо через 20-30с після перекладу перемикача ПРЕДЕЛ зберігається сигнал переповнення, значить радіоактивне забруднення перевищує 20-103 (част./хв×см²)

Вимір питомої активності

Питома активність бета-випромінюючих нуклідів, у продуктах харчування і інших проб зовнішнього середовища вимірюється в спеціально прикладеній до прибору кювет і при знятої кришці -фільтрі.

Одиниця вимірів питомої активності – кюрі на кілограм (Ки/кг).

Для виміру питомої активності необхідний виконання слідуючих умов:

1)рівень гамма-фона, по можливості, не повинний перевищувати 0,025мР/год, для чого бажаний вимір проводить у закритих чистих приміщеннях з мінімальним рівнем фона;

2)при підвищених значеннях фона гамма-випромінювання місце розташування вимірюваної проби бажано екранувати (обкласти з усіх боків свинцевими чи цеглинами сталевими листами товщиною 20-40мм);

3)робоче місце повинне мати миюче покриття (клеєнка, поліетилен), що допускає багаторазове вологе збирання .

Досліджувані харчові продукти підготовляються в тім виді, у якому вони підлягають споживанню, тобто ретельно очищеними, вимитими, і т.д. Пробу харчового продукту необхідно подрібнювати, наприклад, на терці або в м'ясорубці, чи нарізати дрібними часточками .

Перемикачі на панелі радіометра установити в слідуюче положення:

РЕЖИМ- β;

ПРЕДЕЛ – нижнє положення;

ЧАС-100хв (верхнє положення);

Н-Х- любе.

$\phi - Am - Am$;

Встановити радіометр із вилучений кришкою-фільтром на заздалегідь підготовлену чисту кювету. Увімкніть радіометр і через 10.0 хв, зробіть зчитування трьох послідовних значень фона й визначте середнє значення.

Помістити в кювету підготовлену пробу таким чином, щоб проба знаходилася нижче країв кювети на 3- 5 мм щоб уникнути забруднення радіометра пробой.

Не менш, ніж через 100 хв, зробіть зчитування трьох послідовних показань і визначите середнє значення. Для одержання величини питомої активності і проби необхідно з отриманого значення відняти середнє значення фона. Отримана різниця є обмірюваним значення модельної активності проби.

Наприклад, середнє значення показань радіометра при вимірі проби склало 0450, а при вимірі фона 0320. Різниця складає: $0450 - 0320 = 130$. Отримане значення необхідно помножити на показник ступеня поддіапазона, на якому проводилися виміри, т.-е. на $1 \cdot 10^{-9}$. Отже, активність проби складає 130×10^{-9} Ки/кг чи $1,3 \times 10^{-7}$ Ки/кг.

Для оперативного контролю питомої активності потрібно перемикач ЧАС перевести в нижнє положення і виміри проводити через 10хв, при цьому трохи збільшиться погрішність виміру.

Для прискорення скидання показань між вимірами рекомендується перемикач $\phi - Am$ перевести в положення ϕ, a ЧАС – у нижнє положення. При цьому час скидання показань складає 30-40с.

Якщо на цифровому індикаторі з'явиться сигнал переповнення індикуються одиниця старшого розряду, а інші три цифри згаснуть, тепер перемикач ПРЕДЕЛ необхідно перевести у верхнє положення, перемикач ЧАС -у нижнє положення. Через 10хв зробити зчитування трьох послідовних показань і визначити середнє значення. При цих же положеннях перемикачів необхідно зробити вимір фона, відняти його з отриманих показань радіометра при вимірі питомої активності проби і помножити на показник ступеня поддіапазона, рівний 1×10^{-6} . Наприклад, показання при вимірі проби 2,72, при вимірі фона 0,47. Тоді активність проби складає $(2,72 - 0,47) \times 10^{-6} = 2,25 \times 10^{-6}$ Ки/кг.

2.5. Технічне обслуговування радіометра

Технічне обслуговування проводиться з метою підтримки радіометра в постійній готовності до використання і забезпечення максимального терміну служби.

Для виключення впливу радіоактивних забруднень, що можуть впливати на показання радіометра в процесі вимірів, необхідно після закінчення роботи акуратно протерти корпус і захисну плівку під кришкою-фільтром тампоном, злегка змоченим в одеколоні. Кювету промити спочатку в мильному розчині, а потім у чистій воді.

При тривалих перервах у роботі з радіометром необхідно провести огляд відсіку живлення і батареї "Корунд". Для цього розкрити відсік живлення, витягти батарею, переконавшись у відсутності слідів витоку електроліту (мокрих плям), а також окислювання (почорніння) чи сульфатації (сніжного нальоту) на контактах батареї перехідної колодки.

Перед початком вимірів призводити контроль напруги живлення.

2.6. Повірка радіометра

Розглянемо **методику первинної і періодичної повірки радіометра.**

Періодичну повірку здійснюють за бажанням споживачів територіальні органи Держстандарту. Рекомендується міжперевірочний інтервал 1 рік.

Операції повірки

При проведенні повірки повинні бути виконані наступні операції:

- 1) перевірка комплектності, маркування і зовнішнього вигляду ;
- 2) повірка пристрою контролю напруги живлення і працездатності органів керування;
- 3) контроль основної відносної похибки радіометра при вимірі потужності дози;
- 4) контроль основний відносної похибки радіометра при вимірі щільності потоку бета-випромінювання ;
- 5) контроль основної відносної погрішності радіометра при вимірі питомої активності бета-випромінюючих нуклідів .

При негативних результатах однієї з операцій повірки, повірка припиняється.

Засоби повірки

При проведенні повірки повинні застосовуватися зразкові засоби вимірів і допоміжне устаткування:

- 1) зразкові 2-го розряду джерела на твердій підкладці, що містять радіонукліди Sr-90+Y-90, площа активної зони 1 см²;
активність 80 Бк, 1СО-801;
активність 200 Бк, 1СО-212 ;
активність 2000 Бк, 1СО-213;
- 2) пристосування для повірки поставляється заводом-виготовлювачем по окремому замовленню ;
- 3) блок живлення "Електроніка Д2- 10 М" АГО.208.302 ТУ.

Умови повірки і підготовка до неї

При проведенні повірки повинні бути дотримані наступні умови:

- 1) температура навколишнього повітря (20±5) °С;
- 2) відносна вологість до 80 %;
- 3) напруга зовнішнього джерела живлення (8,0±0,8) В;
- 4) природний рівень гама - випромінювання не більш 25 мкР/год.

Радіометр, застосовуваний при повірці зразкові засоби вимірів і блок живлення повинні бути підготовлені до роботи відповідно до їх експлуатаційної документації.

При проведенні повірки повинні дотримуватися вимоги радіаційної безпеки, викладені в правилах і нормах: ОСП-72/87 "Основні санітарні правила роботи з радіоактивними речовинами й іншими джерелами іонізуючих випромінювань", НРБ-76/87 та НРБУ-99 "Норми радіаційної безпеки".

Проведення повірки

При зовнішньому огляді повинне бути встановлено відповідність радіометра наступним вимогам:

- 1) комплектність повинна відповідати розділу 2 дійсного паспорта з експлуатації;
- 2) маркування повинне бути чітким;
- 3) пломби ВТК (попередньої повірки) не повинні бути порушені;
- 4) радіометр не повинний мати механічних ушкоджень, що впливають на його працездатність.

Повірка працездатності органів керування і пристрої контролю живлення виробляється наступним чином:

- 1) включити перемикач ЖИВЛЕННЯ;
- 2) провести контроль комутації по прикладеній таблиці:

Таблиця комутації символів і цифрового табло радіометра

№ п/п	Найменування	Положення	Індикація символу чи номера коми
1	ПРЕДЕЛ РЕЖИМ Н - Х	«1»(нижнє положення) «Y» «X»	h1
2	ПРЕДЕЛ РЕЖИМ Н - Х	«2»(верхнє положення) «Y» «X»	h2
3	ПРЕДЕЛ РЕЖИМ Н - Х	«1»(нижнє положення) «Y» «Н»	h2
4	ПРЕДЕЛ РЕЖИМ Н - Х	«2»(верхнє положення) «Y» «Н»	h3
5	ПРЕДЕЛ РЕЖИМ	«1»(нижнє положення) «β»	-----
6	ПРЕДЕЛ РЕЖИМ	«2»(верхнє положення)«β»	h2
7	КП	Натиснута кнопка «КП»	h2 , + -, V

Контроль основної відносної похибки виміру потужності експозиційної дози гама-випромінювання проводиться в такий спосіб.

Відповідно до розділу 2.5 зробити вимір зовнішнього гама - фону в режимі виміру потужності експозиційної дози при положенні перемикача ЧАС "20 с" і визначити

середнє значення з трьох послідовних показань R_{ϕ} , мР/год.

Видалити кришка-фільтр "Y" і встановити радіометр на пристосування для перевірки зі зразковим джерелом ІСО-801.

Провести зчитування трьох послідовних показань радіометра не менш, ніж через 20 с після початку виміру і визначити середнє значення $R_{\gamma} + \phi$, мР/год.

Обчислити обмірюване значення потужності експозиційної дози R_{γ} в мР/год по формулі:

$$R_{\gamma} = R_{\gamma} + \phi - R_{\phi}. \quad (21)$$

Обчислити розрахункову потужність експозиційної дози від зразкового джерела ІСО-801 $R_{\gamma 0}$ мР/год;

$$R_{\gamma 0} = K \cdot \phi_0, \quad (22)$$

де: ϕ_0 - вихід бета-частинок зразкового джерела відповідно до свідчення про атестацію, с^{-1} ; K - градуірований коефіцієнт переходу, $K = 7 \cdot 10^{-3} \text{ мР/год} \cdot \text{с}$.

Визначити основну відносну погрішність радіометра при вимірі потужності експозиційної дози, у відсотках, по формулі:

$$\delta_{\gamma} = (R_{\gamma} - R_{\gamma 0}) / R_{\gamma 0} \quad (23)$$

Основна відносна похибка радіометра при вимірі потужності експозиційної дози повинна знаходитися в межах $\pm 25 \%$.

Контроль основної відносної похибки радіометра при вимірі щільності потоку бета випромінювання.

Зробити вимір зовнішнього опромінення в одиницях щільності потоку бета - випромінювання і визначити середнє значення з трьох послідовних показань.

Установити радіометр зі знятої кришкою-фільтром на пристосування для перевірки зі зразковим джерелом ІСО-801.

Не менш чим через 20с виконати зчитування трьох послідовних показань радіометра і визначити середнє значення.

Обчислити обмірюване значення щільності потоку бета-частинок від джерела, $\text{хв.}^{-1} \text{см}^2$, по формулі:

$$\phi_{\beta} = \phi_{\beta} + \phi + \phi_{\phi}, \quad (24)$$

Повторити операції із джерелами ІСО-212 і ІСО-213.

Розрахувати основну відносну похибку радіометра при вимірі щільності потоку бета-частинок кожного джерела, у відсотках, по формулі:

$$\delta_{\beta} = ((\phi_{\beta} - \phi_0) / \phi_0) \cdot 100\%, \quad (25)$$

де: ϕ_0 - щільність потоку бета-випромінювання зразкового джерела, $\text{хв.}^{-1} \text{см}^2$:

$$\phi_0 = \chi \cdot \Phi_0, \quad (26)$$

де χ - коефіцієнт, рівний $4,1 \text{ см}^2 \cdot \text{с} \cdot \text{хв}^{-1}$, Φ_0 - вихід бета-частинок зразкового джерела відповідно до свідчення про атестацію, с^{-1} .

Основна відносна погрішність радіометра при вимірі щільності

поток бета випромінювання повинна знаходитися в межах $\pm 25 \%$.

Контроль основної відносної похибки радіометра при вимірі питомої активності робити в такий спосіб.

Установити перемикач піддіапазона у верхнє положення і через 10 хвилин після початку виміру провести зняття трьох послідовних показань зовнішнього фону в режимі виміру питомої активності, визначити середнє значення $Q_{\text{ф}}$, Ки/кг.

Установити радіометр зі знятої кришкою-фільтром на пристосування, для перевірки зразковим джерелом ІСО-801.

Провести зняття трьох послідовних показань радіометра через 10 хвилин після початку виміру й визначити середнє значення Q , Ки/кг.

Розрахувати обмірювану активність джерела A , Бк по формулі:

$$A = P(Q - Q_{\text{ф}}), \quad (27)$$

де: P - перехідний коефіцієнт $P = 1,4 \cdot 10^7$ Бк \cdot Ки $^{-1}$ кг.

Обчислити основну відносну похибку радіометра при вимірюванні питомої активності у процентах, по формулі:

$$\delta A = ((A - A_0) / A_0) \cdot 100\%, \quad (28)$$

де: A_0 - активність зразкового джерела відповідно до свідоцтва, Бк.

Основна відносна погрішність радіометра при вимірі питомої активності повинна знаходитися в межах $\pm 25 \%$.

Оформлення результатів повірки

Позитивні результати повірки оформляються видачею свідоцтва про повірку, засвідченого нанесенням клейма повірителя.

При негативних результатах перевірки радіометр до випуску в обіг не допускається. Після ремонту радіометр повинний бути представлений на повторну повірку.

III. Практична частина

Радіометр «Прип'ять». Порядок вимірювання та визначення доз опромінювання



1. Перед початком роботи з радіометром необхідно установити батарею живлення "Корунд" чи підключити зовнішнє джерело – блок живлення "Електроніка Д2-10М".

2. При роботі радіометра від зовнішнього джерела живлення напругою від 4,7 до 12 В підключити джерело до радіометру.

3.Контроль живлення

3.1. Увімкніть радіометр, для чого перемикач поз.1 ПИТАНИЕ переведіть у положення ВКЛ.

Поява цифр на індикаторі свідчить про наявність живильної напруги. Відсутність чи бліде світіння цифрового індикатора свідчить про те, що напруга батареї живлення знаходиться нижче мінімально допустимого значення і потрібно її заміна.

Для контролю величини напруги живлення натисніть кнопку КП поз.2. На цифровому індикаторі з'явиться чотирьохзначне число з комою після другої цифри, що вказує значення напруги у вольтах, а також символи "+ -" у лівій і "V" у правій частині індикатора.

Номинальна напруга батареї "Корунд" складає 8В. Якщо при контролі живлення напруга батареї виявиться нижче 6В – рекомендується замінити батарею.

4. Вимір потужності дози гама – випромінювання

4.1. Потужність дози гама-випромінювання вимірюється при встановленій кришці-фільтрі Y. Радіометр вимірює **потужність експозиційної дози** в милірентгенах за годину (мР/год) чи потужність еквівалентної дози в мікрозівртах у годину (мкЗв/год). Вибір виду вимірюваної потужності дози здійснюється перемикачем Н-Х.

4.2. Перед виміром потужності експозиційної дози перемикачі на передній панелі радіометра установите в наступні положення:

РЕЖИМ-Y; Н-Х-Х; ПРЕДЕЛ – нижнє положення;

ЧАС-20 с (нижнє положення); $\phi - Am - Am$.

5. Вимір радіоактивного забруднення

5.1. При вимірі радіоактивного забруднення бета-частинками необхідно пам'ятати, що газорозрядні лічильники, які використовуються в радіометрі, фіксують, гама - і бета-випромінювання. Тому, для обліку впливу гамма-фона необхідно спочатку провести вимірі з закритої кришкою-фільтром на відстані 1-2 см від контрольованої поверхні, а потім зробити вимір зі знятою кришкою натім ж відстані.

5.2. Перед виміром радіоактивного забруднення перемикачі на передній панелі радіометра установите в наступні положення:

РЕЖИМ- β ; Н-Х-любє; ПРЕДЕЛ- нижнє положення;

ЧАС-20с (нижнє положення); $\phi - Am - \phi$;

8 – за бажанням оператора.



5.3.Радіоактивне забруднення визначається шляхом виміру-радіометром щільності потоку бета-випромінювання при знятої кришці-фільтрі «Y».

5.4.Для одержання величини радіоактивного забруднення поверхні необхідно з показань радіометра зі знятої кришкою – фільтром поз.10 відняти значення показань радіометра з закритої кришкою-фільтром поз.10.

5.5.Якщо на цифровому табло спостерігається швидке збільшення показань і через кілька секунд з'явиться сигнал переповнення індикуються одиниця старшого розряду, а інші три цифри гаснуть ,то перемикач ПРЕДЕЛ необхідно перевести у верхнє положення і через 30-40 с виконати вимір .

6. Вимір питомої активності

6.1.Питома активність бета-випромінюючих нуклідів, у продуктах харчування і інших проб зовнішнього середовища вимірюється в спеціально прикладеній до прибору кювет і при знятої кришці -фільтрі.

Одиниця вимірів питомої активності – кюрі на кілограм (Ки/кг).

6.2.Для виміру питомої активності необхідний виконати умови:

1)рівень гамма-фона, по можливості, не повинний перевищувати $0,025\text{мР/год}$, для чого бажаний вимір проводить у закритих чистих приміщеннях з мінімальним рівнем фона;

2)при підвищених значеннях фона гамма-випромінювання місце розташування вимірюваної проби бажано екранувати (обкласти з усіх боків свинцевими чи цеглинами сталевими листами товщиною 20-40мм);

3)робоче місце повинне мати м'яке покриття (клейонка, поліетилен), що допускає багаторазове вологе збирання .

6.3.Досліджувані харчові продукти підготовляються в тім виді, у якому вони підлягають споживанню, тобто ретельно очищеними, вимитими, і т.д. Пробу харчового продукту необхідно подрібнювати, наприклад, на терці або в м'ясорубці, чи нарізати дрібними часточками .

6.4.Перемикачі на передній панелі радіометра установити в слідуєще положення:

РЕЖИМ- β ; ПРЕДЕЛ – нижнє положення;

ЧАС-100хв (верхнє положення); Н-Х- любе; $\phi - Am - Am$.

6.5. Встановити радіометр із вилучений кришкою-фільтром на заздалегідь підготовлену чисту кювету. Увімкніть радіометр і не менш ,ніж через 10.0 хв., зробіть зчитування трьох послідовних значень фона й визначте середнє значення.

6.6. Помістити в кювету підготовлену пробу таким чином, щоб проба знаходилася нижче країв кювети на 3- 5 мм щоб уникнути забруднення радіометра пробой.

6.7. Не менш, ніж через 100хв, зробіть зчитування трьох послідовних показань і визначите середнє значення. Для одержання величини питомої активності і проби необхідно з отриманого значення відняти середнє значення фона. Отримана різниця є обмірюваним значення модельної активності проби.

Для оперативного контролю питомої активності потрібно перемикач ЧАС перевести в нижнє положення і виміри проводити через 10хв, при цьому трохи збільшиться погрішність виміру.

Для прискорення скидання показань між вимірами рекомендується перемикач $\phi - Am$ перевести в положення ϕ, a ЧАС – у нижнє положення. При цьому час скидання показань складає 30-40с.

6.8. Якщо на цифровому індикаторі з'явиться сигнал переповнення індикуються одиниця старшого розряду, а інші три цифри згаснуть , тепер перемикач ПРЕДЕЛ необхідно перевести у верхнє положення, перемикач ЧАС -у нижнє положення. Через 10хв зробити зчитування трьох послідовних показань і визначити середнє значення. При цих же положеннях перемикачів необхідно зробити вимір фона, відняти його з отриманих показань радіометра при вимірі питомої активності проби і помножити на показник ступеня поддиапазона, рівний $1 \cdot 10^{-6}$.

3.2. Структурна та принципіальна схеми приладу



Рис. 5. Структурна схема приладу

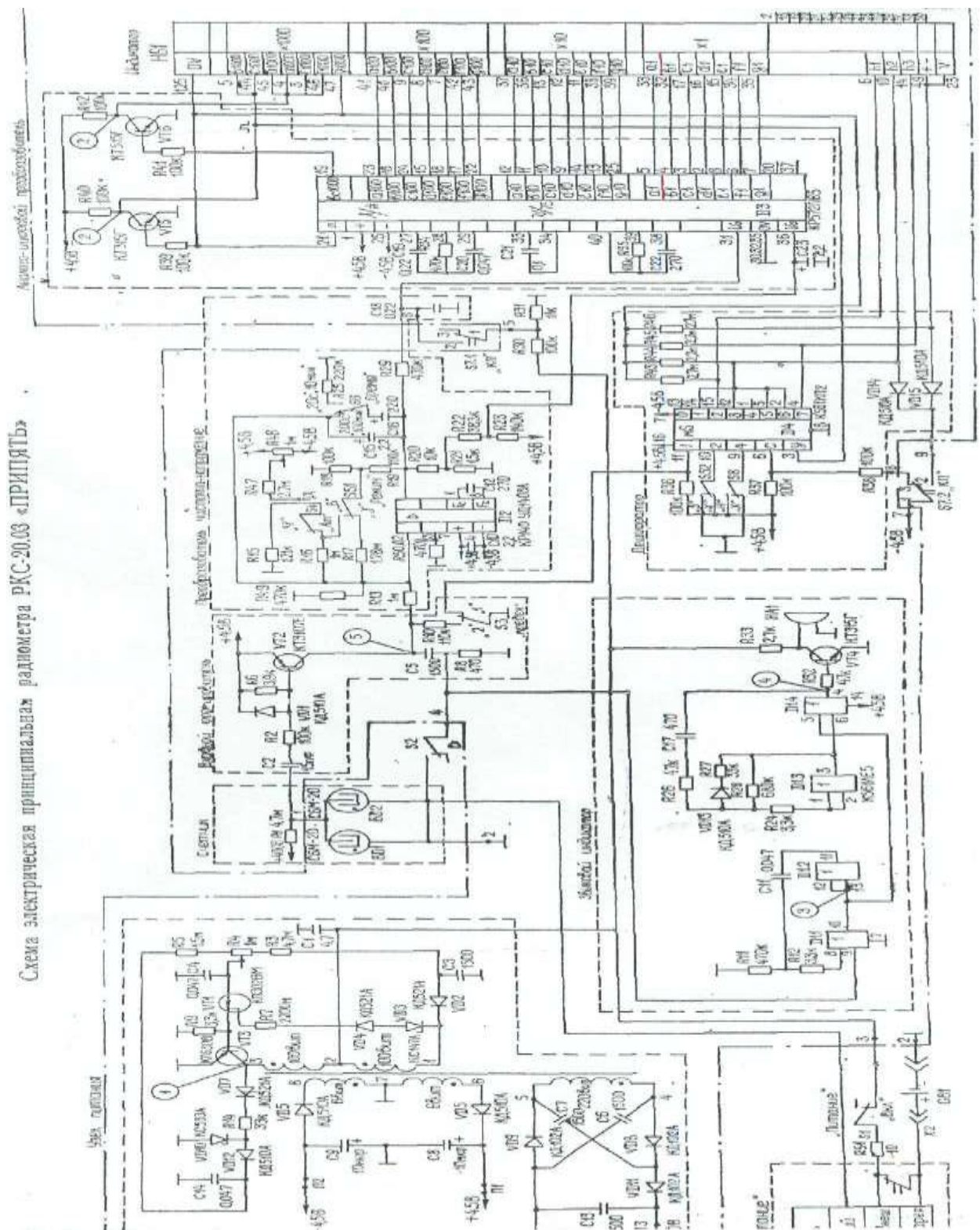


Рис. 6. Схема електрична принципова

3.3. Технічні характеристики

Радіометр призначений для контролю радіаційної обстановки в місцях проживання, перебування і роботи населення.

За допомогою радіометра можна вимірювати:

- величину зовнішнього гама - фону;
- забруднення радіоактивними речовинами житлових і виробничих приміщень, будинків і споруджень, предметів побуту, одягу, прилягаючої території, поверхні ґрунту, транспортних засобів;
- зміст радіоактивних речовин у продуктах харчування.

Таблиця 1. Основні технічні характеристики

Діапазони виміру	Значення
Потужність експозиційної дози гамма- і рентгенівського випромінювань	0,01...19,99 мР/г
Потужність еквівалентної дози гамма- і рентгенівського випромінювань	0,1...199,9 мкЗв/г
Щільність потоку бета-випромінювання	10...19999 час/см ² *хв
Межа припустимої основної відносної похибки (гама/бета)	±20%/±25%
Робоча температура навколишнього повітря	-20...+40 °С
Живлення	9,0 В
Маса	0,25 кг
Габаритні розміри	145x73x37 мм

За одиницю активності в Міжнародній системі одиниць (СІ) прийнятий **беккерель (Бк)**.

1Бк - активність такої радіоактивної речовини, в якій за 1с відбувається 1 розпад. 1Бк= 1 розпад /1с.

Позасистемна одиниця вимірювання активності **кюрі (Ки)**.

1 Ки - активність такої радіоактивної речовини, в якій за 1с відбувається 3,7Ч10¹⁰ розпадів. 1 Ки = 3,7Ч10¹⁰ розпадів/с.

Одиниця Ки відповідає радіоактивності 1г радію.

1 Ки = 3,7Ч10¹⁰ Бк; 1 Бк = 2,7Ч10⁻¹¹Ки.

3.4. Регламент обслуговування

Технічне обслуговування проводиться з метою підтримки радіометра в стані постійної готовності до використання і забезпечення максимального терміну служби.

Для виключення впливу радіоактивних забруднень, що можуть впливати на показання радіометра в процесі вимірів, необхідно після

закінчення роботи акуратно протерти корпус і захисну плівку під кришкою-фільтром тампоном, злегка змоченим в одеколоні. Кювету промити спочатку в мильному розчині, а потім у чистій воді.

3.5. Дози від бета випромінювання

3.5.1. Паралельний пучок

Потужність дози β -випромінювача пропорційна його активності і залежить від енергії β -спектра, форми і розмірів препарату і глибини занурення в середовище. Наприклад доза на одну β -частинку, що падає на см^2 даної області середовища при переході від одного з найм'якіших серед найбільш поширених випромінювачів – ^{35}S (максимальна енергія β -спектра 0,169 MeV) до найтвердішого – ^{144}Pr (максимальна енергія 3 MeV), змінюється від $1,5 \cdot 10^{-8}$ рад до $2,8 \cdot 10^{-8}$ рад в пучку електронів, що отримується за допомогою прискорювача, потужність дози може бути буває дуже висока. При напрузі 3000 кВ і силі струму 4 мА у пучку перерізом 100 см^2 можна отримати потужність дози 10^7 р/с.

При визначенні дози від джерела β -випромінювання враховують ряд особливостей, що пов'язані з природою β -частинок, перед усім – неперервність спектра β -випромінювання. У зв'язку з цим у розрахункові формули вводять не табличні значення максимальної енергії β -спектра, а її середнє значення:

$$E_{\text{сер}} = 0,4 E_{\text{max}} \quad (29)$$

Враховуючи значні поглинання β -частинок у повітрі, не треба нехтувати послабленням потоку Φ для β -випромінювання до досягнення об'єкту, в якому треба визначити поглинену дозу. З розрахунку доз β -випромінювачів із достатньою точністю можна вважати товщину опроміненого об'єкта рівній товщині шару повного поглинання β -частинок R_{max} .

Для розрахунку дози β -випромінювання у будь-якій точці об'єкта опромінення необхідно знати густину потоку і спектр β -частинок у заданій точці чи усереднену по діючому в заданій точці β -спектру величину втрати енергії. Тоді поглинена доза (в рад) на глибині x :

$$D_{\beta}(x) = 1.6 \cdot 10^{-8} \Phi_{\beta}(x) \Delta E_{\beta}(x) t, \quad (30)$$

де Φ_{β} - густина потоку β -частинок на глибині x , $\Delta E_{\beta}(x)$ - втрата енергії, усереднена по діючому на глибині x спектру β -частинок.

Енергія β -випромінювання $E_{\text{погл}}$ з інтенсивністю J , що поглинена речовиною у шарі рівному максимальному пробігу β -частинок, визначається виразом:

$$E_{\text{погл}} = JSt = 0.4 E_{\text{max}} \Phi St \quad (31)$$

Оскільки маса m шару речовини з площею S , що повністю поглинула β -випромінювання у шарі R_{\max} , дорівнює:

$$\Delta m = SR_{\max} \quad (32)$$

Тоді поглинену дозу можна визначити як:

$$D_{\text{погл}} = \frac{I t}{R_{\max}} = 0.4 E_{\max} \Phi t / R_{\max} \quad (33)$$

Виразивши поглинену дозу в радах, отримаємо:

$$D_{\beta} = 1,6 \cdot 10^{-8} \frac{t \Phi_{\beta,0} \overline{E_{\beta}}}{R_{\beta}} = 1,6 \cdot 10^{-8} \frac{J_{\beta,0} t}{R_{\beta}} \quad (34)$$

Зауваження Порівняємо число β -частинок і γ -квантів з однаковою енергією необхідною для створення потужності дози в 1 рад за 1 сек. Нехай $E_{\beta} = E_{\gamma} = 1 \text{ MeV}$. Для м'якої біологічної тканини $\mu_{\text{е}} = 0,003 \text{ см}^2/\text{г}$, $R_{\beta} = 0,48 \text{ г/см}^2$. Тоді

$$\Phi_{\gamma} = 6,25 \cdot 10^7 \frac{1}{1 \cdot 0,03 \cdot 1} = 2,3 \cdot 10^9 \text{ (}\gamma\text{-квантів/см}^2\text{ сек)}$$

$$\Phi_{\beta} = 6,25 \cdot 10^7 \frac{0,48}{0,4 \cdot 1 \cdot 1} = 9,0 \cdot 10^7 \text{ (}\beta\text{-частинок/см}^2\text{ сек)}$$

Таким чином, на відстані, що суттєво менше повного пробігу β -частинок у повітрі, доза від джерела бета-випромінювання в десятки разів більше, ніж від джерела гама-випромінювання однакової енергії і активності.

Таблиця 5. Максимальні пробіги бета-частинок у повітрі, воді, біологічній тканині та алюмінію

Енергія β частинок MeV	Повітря, м	Вода, мм	Алюміній мм	Енергія β частинок, MeV	Повітря, м	Вода, мм	Алюміній мм
1	2	3	4	5	6	7	8
0,01	0,00229	0,0027	0,00127	0,70	2,513	2,78	1,315
0,02	0,00773	0,0081	0,00422	0,75	2,746	3,04	1,437
0,03	0,0161	0,0017	0,0087	0,80	2,985	3,31	1,559
0,04	0,0265	0,029	0,0143	0,85	3,217	3,57	1,685
0,05	0,0394	0,0431	0,0212	0,90	3,449	3,84	1,807
0,06	0,0541	0,0591	0,0289	0,95	3,697	4,11	1,933
0,07	0,0708	0,0774	0,0378	1,0	3,936	4,38	2,059
0,08	0,0889	0,0974	0,0474	1,2	4,896	5,47	2,563
0,09	0,109	0,119	0,0578	1,4	5,868	6,56	3,07
0,1	0,130	0,143	0,0693	1,6	6,821	7,66	3,574

1	2	3	4	5	6	7	8
0,15	0,256	0,281	0,135	1,8	7,781	8,75	4,074
0,20	0,407	0,448	0,214	2,0	8,732	9,84	4,593
0,25	0,747	0,638	0,304	2,2	9,683	10,9	5,074
0,30	0,763	0,841	0,4	2,4	10,611	12	5,593
0,35	0,959	1,06	0,504	2,6	11,510	13,1	6,074
0,40	1,168	1,29	0,611	2,8	12,459	14,2	6,593
0,45	1,384	1,52	0,722	3,0	13,411	15,3	7,741
0,50	1,601	1,77	0,837	4,0	17,858	20,6	9,841
0,55	1,817	2,01	0,952	5,0	22,281	25,8	11,889
0,60	2,050	2,27	1,07	6,0	25,156	31	14,259
0,65	2,274	2,52	1,193	8,0	34,377	41,3	-

3.5.2. Дози точкового джерела

Потужність дози від точкового джерела β -випромінювання в повітрі на відстані r від джерела (для однієї лінії β -спектра) з урахуванням поглинання випромінювання в повітрі:

$$D_{\text{погл}} = \frac{At}{4\pi r^2} \times \sum \frac{n_i 0,4 E_{\text{max},i} e^{-\mu_i r}}{R_{\text{max},i}} \quad (35)$$

Підставивши в цю формулу активність джерела в мікрокюрі, максимальну енергію β -спектра E_{max} в МеВ, відстань r препарата до об'єкта випромінювання у см, час t год, коефіцієнт лінійного поглинання β -випромінювання у повітрі μ в см^{-1} і виражаючи дозу у рентгенах (точніше, в біологічних еквівалентах рентгена), отримаємо:

$$D = \frac{3,7 \cdot 10^7 A \cdot 0,4 \cdot 10^6 \cdot 3600 t}{4\pi r^2 \cdot 5,47 \cdot 10^{13}} \times \sum_{i=1}^n \frac{n_i E_{\text{max},i} e^{-\mu_i r}}{R_{\text{max},i}}, \quad (36)$$

або:

$$D_{\text{погл}} = 71 \frac{At}{r^2} \times \sum_i^N \frac{n_i E_{\text{max},i} e^{-\mu_i r}}{R_{\text{max},i}}, \quad \text{бер}$$

Формула для поглиненої дози у радах у гомогенному середовищі на відстані $r < R_{\text{max}}$

$$D_{\beta} = \frac{3,7 \cdot 10^7 A \sum_{i=1}^n n_i E_{\beta,i} e^{-\mu_{\beta,i} r} t}{4\pi r^2 R_{\beta,\text{max}}} = 4,7 \cdot 10^{-2} \frac{At}{r^2} \times \sum_i \frac{n_i E_{\beta,i} e^{-\mu_{\beta,i} r}}{R_{\text{max},i,\beta}} \text{ рад}, \quad (37)$$

де A – активність мКи, n_i - число бета-частинок з середньою енергією спектра $E_{\beta,i}$ на один акт розпаду $R_{\beta,i}$ – товщина шару повного поглинання

бета-частинок з максимальною енергією спектру $E_{\max \beta, i}$ у речовині об'єкта випромінювання, $\mu_{\beta, i}$ - лінійний коефіцієнт послаблення потоку бета-частинок (в см^{-1}) з максимальною енергією спектру $E_{\max \beta, i}$ в середовищі між джерелом і опромінюваним об'єктом, який для повітря може бути розрахований по емпіричній формулі:

$$\mu_{\beta, i} = \frac{16\rho}{(E_{\beta, i} - 0,036)^{1,4}} \quad (38)$$

Масовий коефіцієнт послаблення в алюмінії у залежності від максимальної енергії бета-частинок приблизно описується відношенням:

$$\mu' = \frac{\mu}{\rho} = \frac{22}{E_{\max}^{4/3}} \text{ см}^2/\text{г}$$

$$\mu' = 22/0,6^{4/3} = 2,029 \text{ см}^2/\text{г}$$

Лінійний коефіцієнт послаблення:

$$\mu = \frac{59,4}{E_{\max}^{4/3}} \text{ см}^{-1}$$

$$\mu = 59,4 / 0,6^{4/3} = 117,16 \text{ см}^{-1}$$

3.5.3. Доза від гальмівного випромінювання

Енергія квантів гальмівного випромінювання, що виникає при взаємодії бета-випромінювання з речовиною, приблизно рівна половині максимальної енергії гальмуючих бета-частинок, якщо $E_{\max} \leq 10 \text{ MeV}$, і одній третині максимальної енергії, якщо $10 \text{ MeV} \leq E_{\max} \leq 30 \text{ MeV}$.

Якщо точкове ізотропне джерело гальмівного випромінювання випускає $E_{\text{гал}} \text{ MeV}$ енергії на один розпад ядра, то потужність експозиційної дози гальмівного випромінювання:

$$P = \frac{A \cdot 3,7 \cdot 10^7 \cdot E_{\text{гальм}} \cdot \mu_e}{4\pi r^2 \cdot 7,1 \cdot 10^4}, \text{ p/c} \quad (39)$$

де A - активність джерела, в кюрі; $E_{\text{гальм}}$ - енергія гальмівного випромінювання $\text{MeV}/\text{розпад}$; μ_e - лінійний коефіцієнт дійсного поглинання в повітрі, узятий для ефективної енергії квантів гальмівної випромінювання, см^{-1} ; r - відстань від джерела до точки детектування, см ; $7,1 \cdot 10^4$ - енергетичний еквівалент рентгена.

Звіт з лабораторної роботи 4

Проведемо вимірювання бета- та гама-випромінювання в лабораторії.

Обробка результатів вимірювання

Одиниці вимірювання: $\text{част}/\text{хв} \times \text{см}^2$, мікрозіверт/год

$$\begin{array}{ll}
\beta_1 = & \beta_6 = \\
\beta_2 = & \beta_7 = \\
\beta_3 = & \beta_8 = \\
\beta_4 = & \beta_9 = \\
\beta_5 = & \beta_{10} = \\
\beta_{cp} = & \\
\Delta\beta_1 = & \Delta\beta_6 = \\
\Delta\beta_2 = & \Delta\beta_7 = \\
\Delta\beta_3 = & \Delta\beta_8 = \\
\Delta\beta_4 = & \Delta\beta_9 = \\
\Delta\beta_5 = & \Delta\beta_{10} = \\
\Delta\beta_{cp} = &
\end{array}$$

$$\delta = (\Delta\beta_{cp} / \beta_{cp}) \times 100\% = \quad \%$$

Одиниці вимірювання мР/год

$$\begin{array}{ll}
\gamma_1 = & \gamma_6 = \\
\gamma_2 = & \gamma_7 = \\
\gamma_3 = & \gamma_8 = \\
\gamma_4 = & \gamma_9 = \\
\gamma_5 = & \gamma_{10} = \\
\gamma_{cp} = & \\
\Delta\gamma_1 = & \Delta\gamma_6 = \\
\Delta\gamma_2 = & \Delta\gamma_7 = \\
\Delta\gamma_3 = & \Delta\gamma_8 = \\
\Delta\gamma_4 = & \Delta\gamma_9 = \\
\Delta\gamma_5 = & \Delta\gamma_{10} = \\
\Delta\gamma_{cp} = &
\end{array}$$

$$\delta = (\Delta\gamma_{cp} / \gamma_{cp}) \times 100\% =$$

Розрахунки дози від точкового джерела β -випромінювання:

1. Точкове джерело

$$D_{\beta} = \frac{3,7 \cdot 10^7 A \sum_{i=1}^n n_i E_{\beta,i} e^{-\mu_{\beta,i} r} t}{4 \pi r^2 R_{\beta, \max}} = 4,7 \cdot 10^{-2} \frac{At}{r^2} \times \sum_i \frac{n_i E_{\beta,i} e^{-\mu_{\beta,i} r}}{R_{\max i, \beta}} \text{ рад}$$

Проведемо розрахунок дози D_{β} від часу (35) та від відстані r (36)

1.1 Залежність від часу

$$1) A = \beta_{сер} = 0,0109$$

$$t = 1 \text{ с}; \quad n = 10; \quad E = 0,6; \quad R = 1,5 \text{ мм}; \quad r = 2 \text{ мм}; \quad \mu_{\beta} = 1.$$

$$D_{\beta} = 4,7 \times 10^{-2} \times (0,0109/4) \times \frac{10 \times 0,6}{1,5} \times e^{-2} = 6,97 \cdot 10^{-5} \text{ рад.}$$

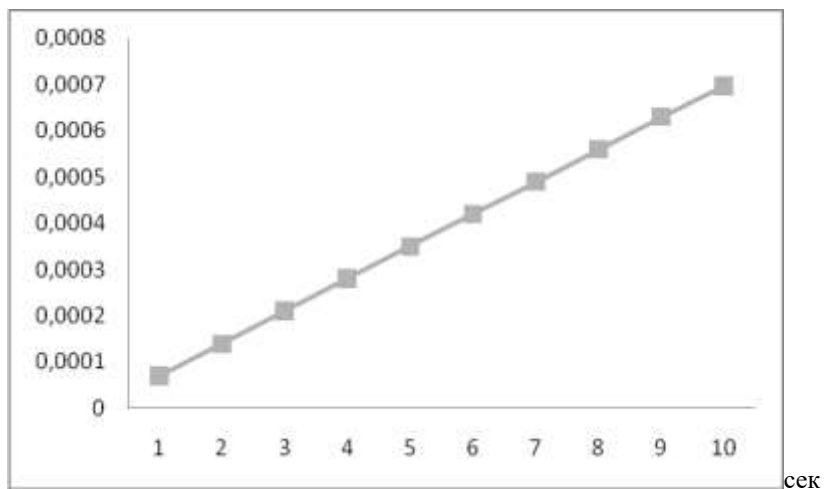
·
·
·

$$10) A = \beta_{\text{сер}} = 0,0109$$

$$t = 10 \text{ с}; \quad n = 10; \quad E = 0,6; \quad R = 1,5 \text{ мм}; \quad r = 2 \text{ мм}; \quad \mu_{\beta} = 1.$$

$$D_{\beta} = 4,7 \times 10^{-2} \times (0,0109 \times 10/4) \times \frac{10 \times 0,6}{1,5} \times e^{-2} = 6,97 \cdot 10^{-4} \text{ рад.}$$

Доза, Р



D(t): по осі x – значення t в сек., по осі y – значення D_β

1.2 Залежність від відстані r

$$1) A = \beta_{\text{сер}} = 0,0109$$

$$t = 1 \text{ с}; \quad n = 10; \quad E = 0,6; \quad R = 1,5 \text{ мм}; \quad r = 1 \text{ мм}; \quad \mu_{\beta} = 1.$$

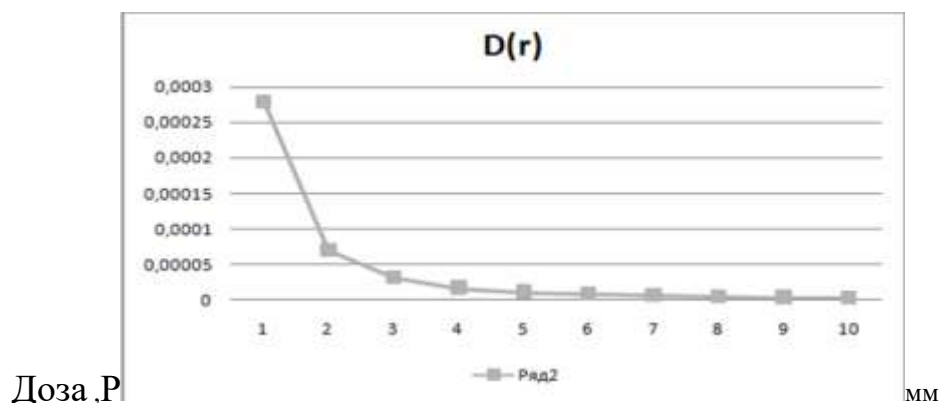
$$D_{\beta} = 4,7 \times 10^{-2} \times (0,0109/1) \times \frac{10 \times 0,6}{1,5} \times e^{-2} = 2,79 \cdot 10^{-4} \text{ рад.}$$

·
·
·

$$10) A = \beta_{\text{сер}} = 0,0109$$

$$t = 1 \text{ с}; \quad n = 10; \quad E = 0,6; \quad R = 1,5 \text{ мм}; \quad r = 10 \text{ мм}; \quad \mu_{\beta} = 1.$$

$$D_{\beta} = 4,7 \times 10^{-2} \times (0,0109/4) \times \frac{10 \times 0,6}{1,5} \times e^{-2} = 0,28 \cdot 10^{-5} \text{ рад.}$$



$D(r)$ - залежність дози D_β від відстані r , мм.

2. Розрахунок дози від гальмівного випромінювання

Визначимо дозу гальмівного випромінювання для значення для алюмінія при масовому коефіцієнті послаблення $\mu_e = 2,029 \text{ см}^2/\text{г}$. Згідно формули (30) визначимо дозу гальмівного випромінювання для алюмінія на відстані 2 см за час 1 с.

Отримаємо:

$$P = \frac{A \cdot 3,7 \cdot 10^7 \cdot E_{\text{гальм}} \cdot \mu_e}{4\pi r^2 \cdot 7,1 \cdot 10^4}$$

де A - активність джерела, в кюрі; $E_{\text{гальм}}$ - енергія гальмівного випромінювання МеВ/розпад; μ_e - лінійний коефіцієнт дійсного поглинання в повітрі, узятий для ефективної енергії квантів гальмівної випромінювання, см^{-1} ; r - відстань від джерела до точки детектування, см; $7,1 \cdot 10^4$ – енергетичний еквівалент рентгена.

$$P = \frac{0,0152 \times 3,7 \times 10^7 \times 0,6 \times 0,003}{4 \times 3,14 \times 4 \times 7,1 \times 10^4} = 2,7 \times 10^{-7} \text{ р/с}$$

Висновок: у результаті виконання лабораторної роботи було вивчено структуру та принцип роботи радіометра РКС-20.03 "ПРИП'ЯТЬ", оброблено результати вимірювання, розраховано абсолютну і відносну похибки.

Були обраховані значення β та γ випромінювання для точкового джерела та гальмівного випромінювання.

**Міністерство освіти і науки, молоді та спорту України
Національний технічний університет України
„Київський політехнічний інститут”**

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА 5

з дисципліни « Променева техніка»

Фотографічні приймачі зображення. Дослідження характеристик і параметрів підсилюючих екранів , касет, рентгенівських плівок та комплексів. Автоматичне проявлення знімків та контроль якості.

Виконав:
студент гр.

Викладач:
доцент Терещенко М.Ф.

Київ 2011 р.

Фотографічні приймачі зображення. Дослідження характеристик і параметрів підсилюючих екранів , касет, рентгенівських плівок та комплексів. Автоматичне проявлення знімків та контроль якості.

Мета роботи: Дослідження параметрів люмінесцентних рентгенівських екранів. Якість рентгенографічного зображення. Контраст. Чіткість. Квантована пятнистість. Артефакти. Рентгенівські фотоплівки. Реєстрація зображення на плівку. Види плівок. Рентгенографічні комплекси. Рентгенографічні та мамографічні касети та екрани. Принципи фотохімічної обробки рентгенівських плівок. Автоматичне проявлення знімків та контроль якості. Автоматичні проявочні машини.

I. Теоретична частина

- 1.1. Рентгенівське випромінювання
- 1.2. Взаємодія іонізуючого випромінювання з речовиною
- 1.3. Особливості формування рентгенівського зображення
- 1.4. Енергія і поглинена доза випромінювання. Якість зображення
- 1.5. Геометричні особливості зображення
- 1.6. Якість зображення і електричні параметри рентгенодіагностичного апарату

II. Практична частина

- 2.1. Якість рентгенографічного зображення. Контраст. Чіткість . Квантована плямистість. Артефакти.
- 2.2. Рентгенівські фотоплівки. Реєстрація зображення на плівку. Види плівок.
- 2.3. Рентгенографічні комплекси. Рентгенографічні та мамографічні касети та екрани.
- 2.4. Принципи фотохімічної обробки рентгенівських плівок.
- 2.5. Автоматичне проявлення знімків та контроль якості.
- 2.6. Автоматичні проявочні машини .
- 2.7. Регламент обслуговування та наладки.

III. Протокол дослідження

- 3.1. Розрахунки параметрів плівок, екранів та комплексів

IV. Висновки

I. Теоретична частина

1.1. Рентгенівське випромінювання

Рентгенівське випромінювання являє собою електромагнітні хвилі, спектральну область яких лежить між ультрафіолетовим і гамма-випромінюванням у межах довжин хвиль від 10^{-7} до 10^{-14} м. Як джерело рентгенівського випромінювання використовується рентгенівська трубка - двохелектродний вакуумний прилад, у якому вилітаючі з напруженого катода і прискорені електричним полем електрони попадають на металевий анод (антикатод). При гальмуванні швидких електронів під дією електростатичного поля речовини анода, як впливає з теорії Максвелла, випромінюються електромагнітні хвилі - виникає гальмівне рентгенівське випромінювання.

1.2. Особливості формування рентгенівського зображення

Рентгенологічне дослідження ґрунтується на реєстрації гальмівного рентгенівського випромінювання, що пройшло через досліджуваний орган тіла людини, ослаблюється в різному ступені залежно від розподілу щільності тканин в структурі об'єкту і таким чином несе інформацію про внутрішню будову, тобто утворює рентгенівське зображення досліджуваного об'єкту. Оскільки рентгенівське випромінювання не може бути сфокусовано, рентгенівське зображення є тіньовим проєкційним зображенням і утворюється тільки тією частиною пучка випромінювання, яка не змінила напрямку розповсюдження в результаті взаємодії з об'єктом дослідження. Випромінювання, розсіяне при взаємодії, практично не несе інформації про внутрішню будову об'єкту і є чинником, погіршуючим якість зображення. Просторовий розподіл рентгенівського випромінювання, що пройшло через досліджуваний об'єкт, повинно бути перетворене в аналогічний просторовий розподіл світлового потоку, що сприймається органами зору спостерігача, тобто в адекватне рентгенівському оптичне зображення. Очевидно, що при будь-якому способі перетворення рентгенівського зображення в оптичне, останнє не може містити більше інформації про об'єкт дослідження, чим початкове рентгенівське зображення.

При рентгенологічному дослідженні край важливим чинником є кількість рентгенівського випромінювання, поглиненого тілом досліджуваного об'єкта за час дослідження (поглинена доза випромінювання). Таким чином, основними вимогами до комплексу рентгенодіагностичної апаратури є:

- 1) досягнення максимальної інформативності рентгенівського зображення при мінімальній поглиненій обстежуваним дозі рентгенівського випромінювання;

- 2) оптимальне перетворення рентгенівського зображення в оптичне, таке, що забезпечує отримання лікарем максимуму інформації, що міститься

Розглянемо простий випадок утворення рентгенівського зображення, коли паралельний пучок монохроматичного рентгенівського

випромінювання інтенсивністю J_0 падає на поглинач - плоскопаралельну пластину товщиною h , так що напрям розповсюдження пучка нормальний до поверхні пластини. Інтенсивність рентгенівського випромінювання в площині за пластиною позначимо J . Рентгенівський пучок за пластиною є суперпозицією два складових: частини пучка інтенсивністю J_n , що не змінила напрям при проходженні через пластину, і розсіяного випромінювання з інтенсивністю J_p , утвореного частиною пучка, що змінила напрям в результаті взаємодії з речовиною поглинача:

$$J = J_n + J_p; \quad J = J_n (1 + J_p/J_n) = \chi J_n, \quad (1)$$

де $\chi = 1 + J_p/J_n \geq 1$ - чинник накопичення, що характеризує частку розсіяного випромінювання в потоці, що пройшов через поглинач. Якщо розсіяне випромінювання відсутнє, то $\chi = 1$.

Відомо, що

$$J_n = J_0 \cdot e^{-\mu h} \quad (2)$$

де μ - лінійний коефіцієнт ослаблення вузького монохроматичного пучка випромінювання в речовині поглинача; h - товщина поглинача.

Для характеристики взаємодії рентгенівського випромінювання з об'єктом у ряді випадків замість лінійного коефіцієнта ослаблення μ зручно користуватися шаром половинного ослаблення випромінювання в даному матеріалі. Шар половинного ослаблення Δ рівний такій товщині поглинача, при якій інтенсивність випромінювання за поглиначем зменшується в 2 рази. Із закону ослаблення випромінювання виходить, що

$$\Delta = 0,693/\mu$$

У разі монохроматичного рентгенівського випромінювання значення μ і Δ залежать тільки від енергії випромінювання і матеріалу поглинача. Для немонохроматичного випромінювання шар половинного ослаблення істотно залежить також від товщини поглинача і зростає з її збільшенням (значення μ відповідно зменшується з товщиною поглинача). Таким чином, немонохроматичне випромінювання при фільтрації речовиною стає «жорсткішим».

У медичній діагностиці рентгенівське випромінювання отримують при гальмуванні прискореного електричним полем потоку електронів в речовині анода рентгенівської трубки. При гальмуванні кінетична енергія електронів перетворюється частково на теплову енергію, частково в енергію квантів рентгенівського випромінювання. Це перерозподіл енергії носить імовірний характер, унаслідок чого виникає гальмівне рентгенівське випромінювання містить безперервний спектр квантів різних енергій. Максимальна енергія ε_M рентгенівського кванта (виражена в кілоелектронвольтах) гальмівного випромінювання досягається у разі, коли кінетична енергія електрона повністю переходить в енергію кванта, що випромінюється.

$$\varepsilon_M = eU \text{ (кВ)}$$

де e - заряд електрона, U - напруга, прикладена до рентгенівської трубки(кВ).

Форма гальмівного спектру визначається прикладеною напругою і поряд додаткових чинників, з яких найважливішими є поглинаюча здатність матеріалів анода і вихідного вікна рентгенівської трубки і форма кривої зміни в часі прикладеної до трубки електричної напруги. Важливою характеристикою спектру є ефективна енергія ε_e гальмівного випромінювання, рівна енергії такого монохроматичного випромінювання, яке має для даного об'єкту той же шар половинного ослаблення, що і спектр гальмівного випромінювання. Аналогічно вводиться поняття еквівалентної напруги U_e , пов'язаного з ефективною енергією ε_e співвідношенням:

$$\varepsilon_e = eU_e$$

Для випромінювання діагностичних рентгенівських трубок еквівалентна напруга дещо більше однієї третини максимального значення анодної напруги. Інтенсивність випромінювання за поглиначем буде:

$$I = J_0 \cdot \chi \cdot e^{-\mu h}$$

Чинник накопичення χ складним чином залежить від матеріалу і товщини поглиначя, енергії, первинного випромінювання і геометрії об'єкту.

Нехай далі в пластині поглиначя товщиною h , лінійний коефіцієнт ослаблення якої для даного випромінювання рівний μ_1 локальна область товщиною $d < h$, причому лінійний коефіцієнт ослаблення μ_2 у цій області відмінний від μ_1 . Інтенсивність J_1 рентгенівського випромінювання, що пройшло через пластину в області, де пластина однорідна, представиться формулою:

$$J_1 = J_0 \cdot \chi \cdot e^{-\mu h} = J = J_0 \cdot e^{-\mu_1 h} + J_{p1}$$

де J_{p1} - інтенсивність розсіяного випромінювання.

Якщо пучок рентгенівського випромінювання перетне локальну область з лінійним коефіцієнтом ослаблення μ_2 , то інтенсивність пучка за пластиною може бути виражена формулою:

$$J_2 = J_0 \cdot e^{-\mu_1 h} e^{-(\mu_1 - \mu_2)d} + J_{p2}$$

J_{p2} - інтенсивність розсіяного випромінювання, виміряна за пластиною в тому місці, де пучок випромінювання перетнув локальну область з лінійним коефіцієнтом ослаблення μ_2 .

Назвемо рентгенівським зображенням розподіл інтенсивності рентгенівського випромінювання, що пройшло через об'єкт дослідження (пластину) в площині, нормаль до якої паралельна напрямку розповсюдження пучка падаючого випромінювання. Якщо пластина має локальну неоднорідність, її рентгенівське зображення також буде неоднорідним.

Інтенсивність рентгенівського випромінювання у точках, що лежать всередині тіні локальної неоднорідності, назвемо інтенсивністю неоднорідності зображення. Інтенсивність рентгенівського випромінювання в решті точок називатимемо інтенсивністю фону зображення. Контрастом неоднорідності рентгенівського зображення в точці з координатами x і y назвемо величину:

$$K_p = \frac{J(x,y) - J_\phi}{J_\phi}$$

де $J(x,y)$ інтенсивність випромінювання в точці x і y ; J_ϕ - інтенсивність фону.

Таким чином, контраст рентгенівського зображення характеризує внутрішню структуру досліджуваного об'єкту.

Використовуючи приведені співвідношення, знайдемо наступний вираз для контрасту неоднорідності рентгенівського зображення:

$$K_p = \frac{J_2 - J_1}{J_1} = \frac{J_0 \cdot e^{-\mu_1 h} [e^{(\mu_1 - \mu_2)d} - 1] + J_{p2} - J_{p1}}{J_0 \cdot \chi \cdot e^{-\mu_1 h}}$$

У тому випадку, коли площа тіні локальної неоднорідності просвічуваної пластини багато менше площі всього рентгенівського зображення і величина $|(\mu_1 - \mu_2)d| \ll 1$, то

$$e^{(\mu_1 - \mu_2)d} \approx 1 + (\mu_1 - \mu_2) \cdot d$$

На основі (1) і (2) отримаємо:

$$K_p \approx \frac{(\mu_1 - \mu_2) \cdot d}{\chi}$$

Таким чином, контраст рентгенівського зображення локальної неоднорідності росте із збільшенням $(\mu_1 - \mu_2)d$ і зменшується із збільшенням чинника накопичення χ , тобто із збільшенням внеску розсіяного випромінювання. Виявити неоднорідність рентгенівського зображення і відповідно внутрішню структуру просвічуваного об'єкту можна, коли рентгенівський контраст перевищує деяку порогову величину. Звідси витікає, що для збільшення чутливості рентгенівської діагностики необхідно зменшувати частку розсіяного випромінювання в приймача.

З цією метою в рентгенодіагностиці застосовують відсіваючі растри, які поглинають значну частину розсіяного випромінювання, і діафрагми, що обмежують перетин робочого пучка випромінювання. З формули (3) також виходить, що контраст рентгенівського зображення може бути збільшений за рахунок збільшення різниці коефіцієнтів ослаблення випромінювання в області неоднорідності і фону зображення. Цього можна досягти заповненням аналізованої порожнини просвічуваного об'єкту спеціальною контрастною речовиною, вагомо, що має, більший лінійний коефіцієнт ослаблення випромінювання, чим лінійний коефіцієнт ослаблення в області фону зображення. Таке контрастування застосовується для дослідження більшості внутрішніх органів людини.

1.3. Енергія і поглинена доза випромінювання. Якість зображення.

Якщо вимірювати інтенсивність рентгенівського випромінювання за об'єктом датчиком з площею, чутливою до випромінювання поверхні S (см²), то його свідчення будуть пропорційні середньому числу квантів випромінювання, поглинених датчиком за час накопичення (інтеграції) датчика τ (с).

Позначивши через n_ϕ середнє число квантів, ефективно поглинених

датчиком за час τ в області фону зображення, знайдемо (без урахування розсіяного випромінювання):

$$n_{\phi} = N_0 \cdot e^{-\mu_1 h} \cdot S_{\tau\xi}$$

де N_0 - середнє число квантів, падаючих на 1 см² датчика в 1 с у відсутність об'єкту; ξ - коефіцієнт ефективного поглинання рентгенівських квантів в датчику, що характеризує частку квантів, що внесли свій внесок до свідчень датчика від загального числа квантів, що впали на нього.

Якщо датчик розташований в області тіні ділянки неоднорідності досліджуваного об'єкту і площа тіні повністю перекриває площу датчика, то середнє число квантів, поглинених датчиком за час τ , зміниться на величину Δn , рівну

$$\Delta n = (\mu_1 - \mu_2) d \cdot n_{\phi}$$

Δn пропорційне середньому значенню сигналу, що інформує про неоднорідність об'єкту. Із-за принципово неусувних флуктуації числа поглинених в датчику рентгенівських квантів величина сигналу датчика, що спостерігається в кожен момент буде випадковою величиною, в загальному випадку відмінною, від свого середнього значення. Згідно розподілу Пуассона середньоквадратична флуктуація σ числа поглинених в датчику квантів рівна, якщо $\Delta n \ll n_{\phi}$

$$\sigma = \sqrt{n_{\phi}} \approx \sqrt{n_{\phi} + \Delta n}$$

Середньоквадратична флуктуація сигналу про неоднорідність об'єкту пропорційна середньоквадратичній флуктуації величини Δn : $\sigma_c = \sqrt{2\sigma}$

Флуктуації числа поглинених в датчику рентгенівських квантів, тобто квантовий шум, можуть призвести до того, що сигнал датчика про неоднорідність об'єкту опиниться повністю пригнічений шумом. Для упевненого виявлення внутрішньої структури об'єкту по аналізу рентгенівського зображення необхідно, щоб середнє значення сигналу про неоднорідність об'єкту у декілька разів перевищувало середньоквадратичну флуктуацію сигналу

$$\Delta n \geq p \sigma_c, \quad (5)$$

де p - пік-чинник шуму, величина якого для практичних застосувань вибирається в діапазоні: $p = 3 \div 5$.

З цих співвідношень можна отримати нерівність, що визначає мінімальне значення n_{ϕ} , необхідне для упевненого виявлення заданого контрасту $K_p = \frac{\Delta n}{n_{\phi}}$ рентгенівського зображення:

Порогове значення рентгенівського контрасту для неоднорідності, площею ~ 1 см², що виявляється за допомогою кращих систем візуалізації рентгенівського зображення, має величину $\sim 3 \div 4\%$. Приймаючи, що час накопичення у разі використання систем візуалізації визначається часом накопичення (інерції) ока спостерігача ($\tau \sim 0,1$ с) і що коефіцієнт ефективного поглинання квантів вхідним екраном системи візуалізації має значення $\sim 0,2 \div 0,4$ на основі (4) і (5), отримуємо для $S=1$ см².

$$N = N_0 \cdot e^{-\mu_1 h} \geq 10^6 \text{квантов/см}^2\text{с} \quad (6)$$

де N - щільність потоку квантів, на вхідним екрані системи візуалізації.

Така щільність потоку квантів в діапазоні напруги на рентгенівській трубці 40-150 кВ відповідає потужності дози рентгенівського випромінювання порядку 50 мкР/с.

Значення рентгенівського контрасту K_p пов'язане з розміром неоднорідності d у напрямі рентгенівського пучка співвідношенням (3).

У випадку, коли неоднорідність об'єкту є повітряною порожниною розміром d в (3), можна нехтувати величиною μ_2 в порівнянні з μ_1 , тоді за відсутності розсіяного випромінювання ($\chi = 1$) отримуємо:

$$K_p \approx \mu_1 d = \mu_1 h \delta$$

де $\delta \equiv d/h$ - відносний розмір неоднорідності досліджуваного об'єкту.

Чим менше величина, що виявляється, δ , тим більше чутливість методу.

Із співвідношення $K_p \approx \mu_1 h \delta$ виходить, що для збільшення чутливості методу рентгенівської діагностики при заданому пороговому значенні рентгенівського контрасту системи візуалізації ($K_p \sim 3 - 4\%$) доцільно збільшувати добуток $\mu_1 h$, тобто зменшувати енергію рентгенівського випромінювання. В той же час збільшення $\mu_1 h$, згідно (6) вимагає істотно більшої величини N_0 і відповідно більшої інтенсивності, рентгенівського випромінювання. Прийнята на практиці умова, щоб потужність дози випромінювання, поглиненої обстежуваним, не більше ніж в 30-50 разів перевищувала потужність дози, падаючої на рентгенівський екран, відповідає для монохроматичного випромінювання $\mu_1 h \leq 3,5 - 4$, тобто напрузі на рентгенівській трубці в діапазоні 40-150 кВ.

Мінімальна потужність поглиненої обстежуваним дози рентгенівського випромінювання навіть при використанні якнайкращих систем візуалізації не може бути менше 1,5- 2,5 мР в секунду - інакше чутливість рентгенівської діагностики неприпустимо зменшиться. Це обмеження обумовлене квантовими флуктуаціями рентгенівського потоку і не може бути усунено вдосконаленням систем візуалізації зображення.

При використанні гальмівного рентгенівського випромінювання інформативну цінність мають тільки ті компоненти гальмівного спектру, які після проходження через досліджуваний об'єкт досягають вхідного екрану системи візуалізації. Тому низькоенергетична частина спектру («м'яке» випромінювання), яка практично не досягає вхідного екрану системи візуалізації, поглинається додатковим фільтром біля вихідного вікна рентгенівської трубки.

II. Практична частина

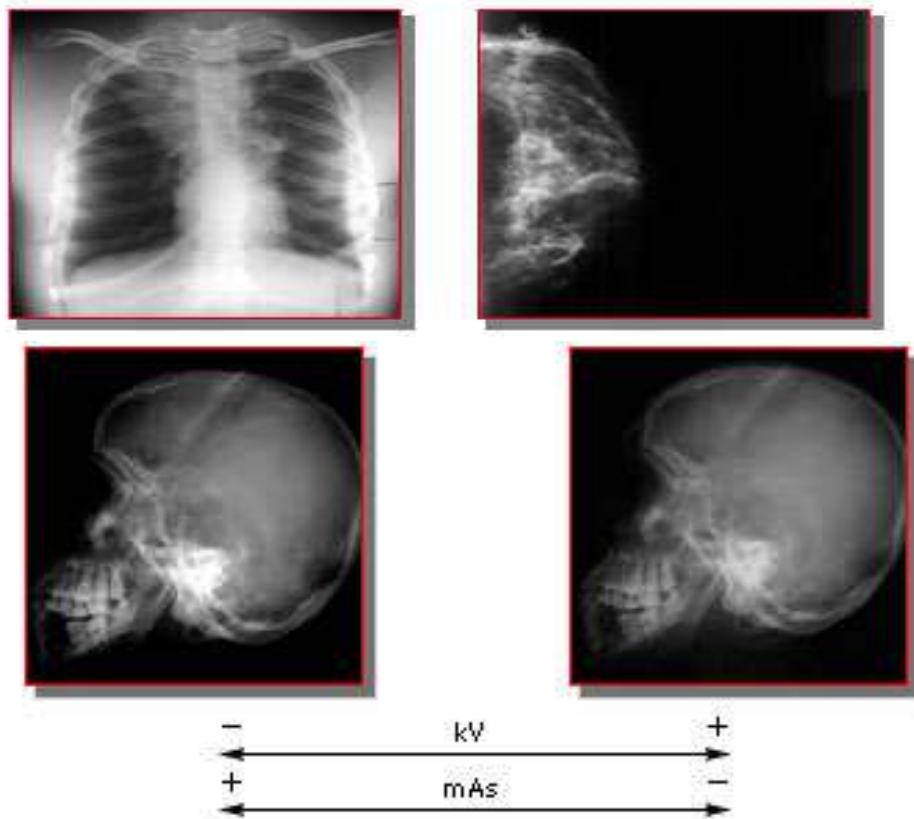
2.1. Якість рентгенографічного зображення. Контраст. Різкість .

Квантована плямистість. Артефакти.

Мета рентгенографічного зображення – отримання достовірної діагностичної інформації про хворобу.

Якісні характеристики зображення характеризується критеріями:

→ контраст; → різкість; → рентгенографічний шум; → артефакти.



Контраст

Деталі зображення можуть бути отримані, тільки якщо їх контраст більший, ніж поріг візуального контрасту десь між 2% і 3%.

Поняття рентгенографічного контрасту використовується для опису різниці оптичної щільності двох місць на рентгенограмі. Дуже високий загальний контраст може означати, що показані не всі відмінності в щільності об'єкту, який фотографується. З цієї причини часто доцільніше вибирати вищу напругу. До знімків з високим контрастом відносять такі, на яких областям з високою абсорбцією рентгенівського випромінювання відповідають дуже прозорі зони, а областям з низькою абсорбцією - дуже темні. Параметри, які приводять до високих локальних в тканинах і загальних контрастів є: низька напруга, мінімальне розсіяне випромінювання, високі відмінності величини ослаблення рентгенпотуку об'єкту і основні денситометричні характеристики рентгенівської плівки.

Контраст більший **Одинакова щільність** контраст менший



kV-15%
mAs x 2



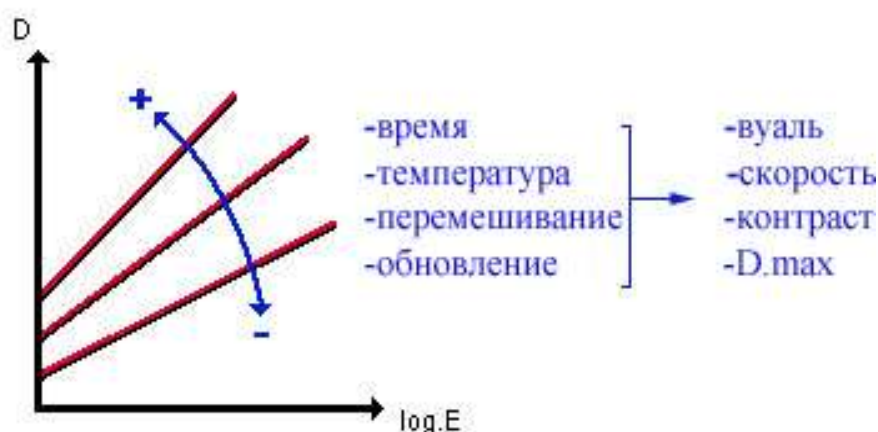
kV+15%
mAs / 2

В рентгенографії використовують плівки з контрастом від 2,2 до 4 в залежності від призначення наприклад в мамографії використовують плівки з високим контрастом.

$$\begin{array}{l} \text{Контраст изображения} = \text{Контраст пленки} \times \text{Контраст объекта} \\ \downarrow \qquad \qquad \downarrow \qquad \qquad \downarrow \\ \Delta D \qquad \qquad \bar{G} \qquad \qquad \Delta \log.E \end{array}$$

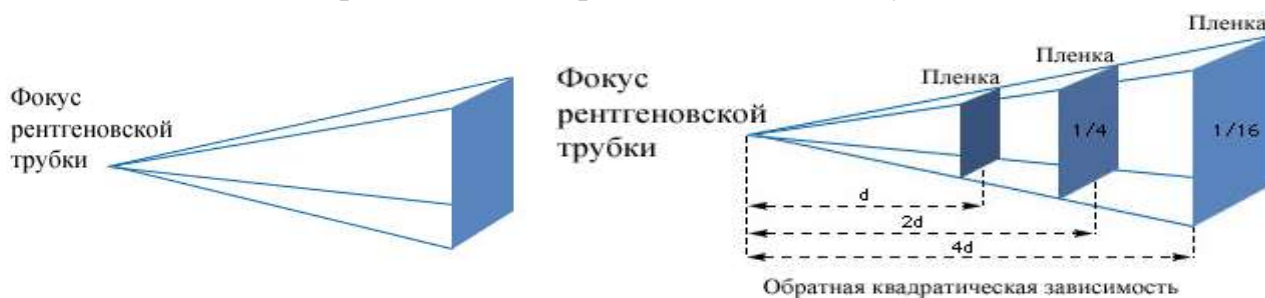
Условия проявки:

- время
- температура
- перемешивание
- частота обновления



Контрастність зображення дорівнює ΔD , контраст плівки дорівнює середньому градієнту й контраст предмета дорівнює $\Delta \log.E$. Якщо контраст плівки змінюється, що залежить від фотохімічних умов обробки (час прояву, температура, перемішування, норма поповнення проявника, впливають на фотографічні характеристики: вуаль, чутливість, контраст й D_{max}), контрастність зображення також змінюється.

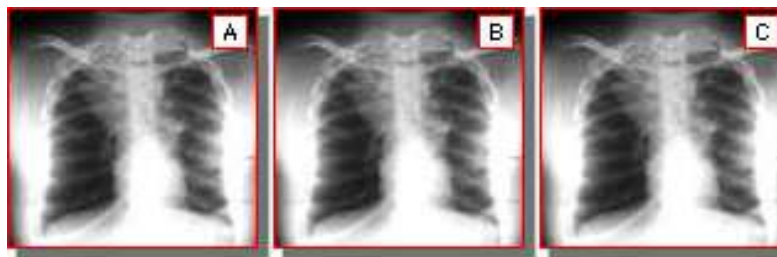
Також контрастність зображення може суттєво залежати від





$\xleftarrow{\quad \text{F.F.D.} \quad} \xrightarrow{\quad}$
 фокусное расстояние

обратная квадратическая зависимость



$$\text{нов. mAs} = \frac{(\text{нов F.F.D.})^2}{(\text{предыд. F.F.D.})^2} \times \text{предыдущие mAs}$$

експозиції та фокусної відстані до плівки:

обернена квадратична залежність

Надмірно низький контраст в незначних деталях об'єкту може бути тільки компенсований зниженням розсіяного випромінювання. Застосування різних рівнів напруги для різних завдань сучасної радіології засноване на досвіді. Поняття контраст включає контраст об'єкту, контраст плівки і рентгенографічний контраст.

Компонентами рентгенографічного контрасту є *контраст об'єкту* і *контраст плівки*.

Контрастом об'єкту називається співвідношення щільності фотонного рентгенівського потоку з двох прилеглих один до одного ділянок об'єкту. Контраст об'єкту залежить від чинників, що визначають ступінь поглинання рентгенівського випромінювання об'єктом (спектру рентгенівського випромінювання і природи об'єкту), а також від розсіяного випромінювання.

Контраст плівки характеризує ступінь віддзеркалення приймачем зображення відмінностей щільності у фотонному потоці, яка трансформується на рентгенограмі в різну оптичну щільність.

Різкість

Зображення вважається добре деталізованим, якщо воно має мінімальну нерізкість. У міру збільшення різниці щільності між ступенями поліпшується видимість і різкість меж між ними за інших незмінних умов.

Різкість рентгенівського знімка визначається суб'єктивно. До цих пір не вдалося визначити який-небудь загальний задовільний критерій.

Об'єктивний критерій, який, проте, не повністю покриває поняття *різкості*, - це, наприклад, дозвіл ліній ґрат або, швидше, функція перетворення модуляції. Відповідно до стандартів в рентгенології вона

визначається шляхом застосування особливого алгоритму (перетворення Фур'є) до зображення щілини. Вона описує, який тон упускає деталі в об'єкті і страждає в процесі отримання знімка. Параметр цього - висока якість (дрібнозернистість) деталей в термінах просторової частоти.

Функція перетворення модуляції базується на відкритті, що деталі, які дуже малі, отримують більше зниження в контрасті, ніж більші деталі.

На різкість знімка негативно впливають:

- ✓ характерна якість зображення системи «екран-плівка» (рентгенографічна нерізкість),
- ✓ рух об'єкту під час експозиції (динамічна нерізкість)
- ✓ величина і розподіл фокусної плями рентгенівської трубки при створенні прямого радіографічного збільшення на знімку (геометрична нерізкість).

Рентгенографічна нерізкість вище на високочутливих екранах, чим на низькочутливих. Причина цього - кількість квантів рентгенівського випромінювання на піксель, дизайн екрану і якість репродукції (перетворення) зображення екрану на плівку.

Динамічна нерізкість є результатом тривалості експозиції на рухомі органи або переміщенням самого пацієнта. Цього можна уникнути шляхом збільшення потужності (кВт), використовуючи більш чутливу систему приймання зображення або збільшуючи напругу (кіловольтаж). Два останні методи, проте, викликають зниження контрасту знімка або різкості приймача зображення і не завжди застосовні. В деяких випадках можна допустити зменшення фокусної відстані для зменшення тривалості експозиції.

Якщо має місце пряме радіографічне збільшення, то присутній ефект **геометричної плями**. Для контактної копії тестованого об'єкту фокус може бути декілька міліметрів в діаметрі. Збільшення, яке, поза сумнівом, відрізняється для різних експозицій, може бути обчислене таким чином:

$$M = SID / FOD$$

де M - збільшення, SID - відстань між джерелом і знімком, FOD - фокусна відстань. Геометрична нерізкість тоді визначається як

$$B = (M - 1) \times f$$

де B - геометрична нерізкість, f - розмір фокусної плями.

Проте слід пам'ятати: ця оцінка плями ґрунтується на номінальних розмірах фокусної плями відповідно до стандартів ІЕС і не включає вплив зони дії фокусної плями. Зона впливу означає розповсюдження випромінювання на невелике поле оптичної зони дії. На практиці роздільна здатність може значно відрізнятися від розрахованого значення B по вищезгаданій формулі. Проте B дає приблизне представлення меж роздільної здатності.

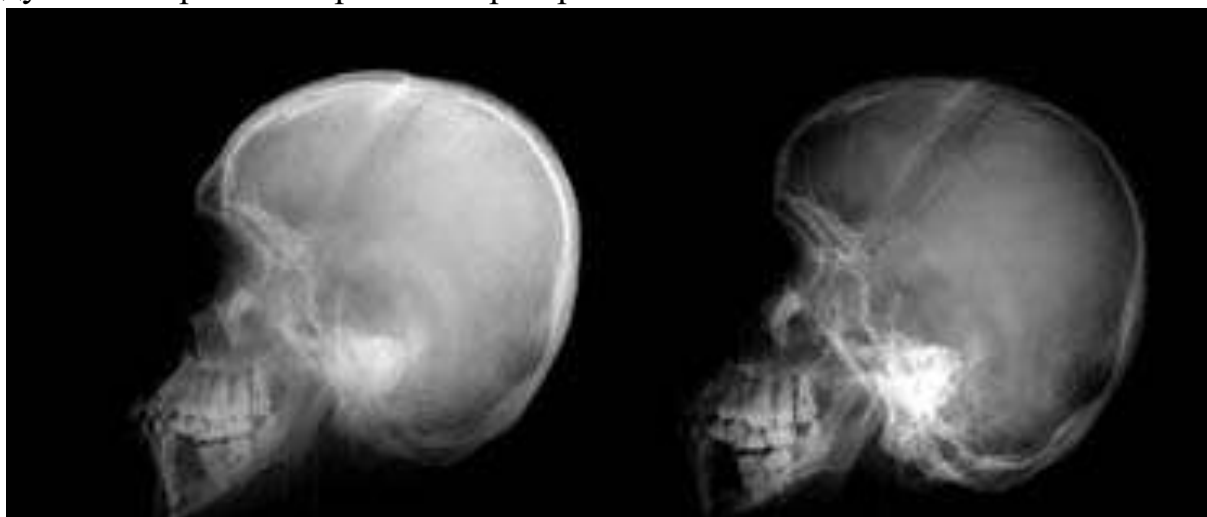
Існують і інші види нерізкості в радіографії, які припускають особливі області рентгенології. Наприклад, **нерізкість зсуву** (паралакса) в томографії. У звичайній радіографічній томографії зображення створюється

за допомогою безперервних серій проєкцій, що накладаються, на секцію.

У кожен момент впродовж створення зображення томографії комбінації «екран-плівка» стикається з різних напрямів. Це означає, що зображення на передньому і задньому екранах мають різні розташування зображень, наслідком чого є звичайна нерізкість.

Загальний контраст знімка визначається якістю прямого і розсіяного випромінювання разом з характеристиками приймача зображення, наприклад, характеристичної кривої плівки.

Розсіювання також є одним з причин нерізкості зображення тому дуже поширене використання растрів:



Без растру

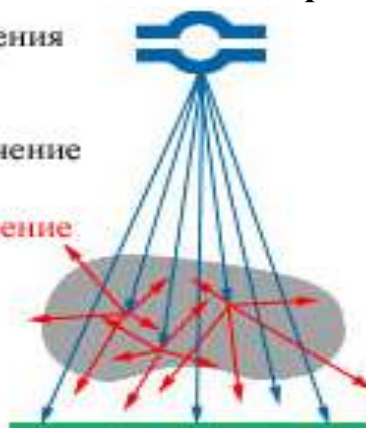
З растром

источник излучения

первичное излучение

рассеяное излучение

пленка

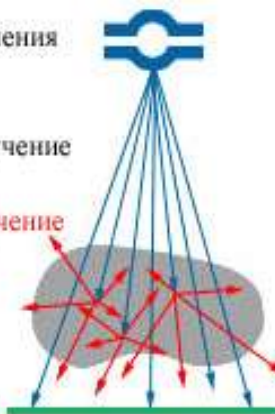


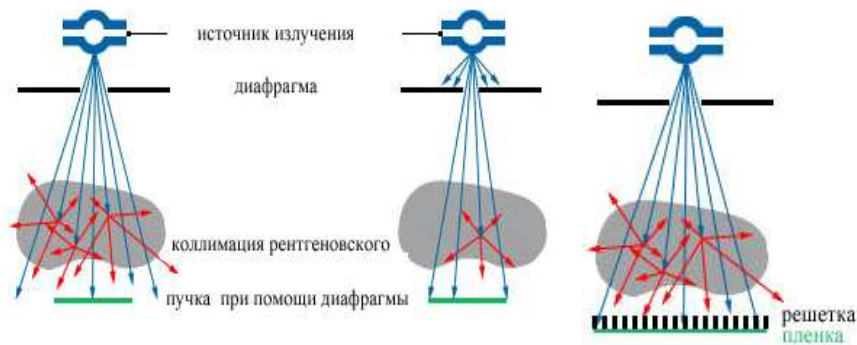
источник излучения

первичное излучение

рассеяное излучение

пленка





Діафрагмування



Використання растру

Характеристики растрів

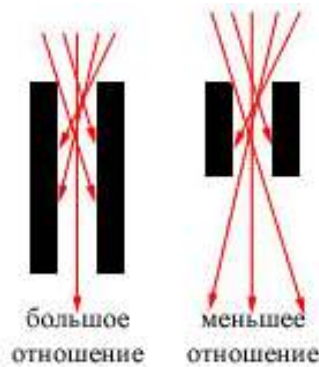
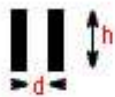
F- фокусна відстань

r- відношення растра ($r = h/d$)

N- число полос на 1 см

B- фактор Буккі (збільшення експозиції)

отношение растра = $\frac{h}{d}$



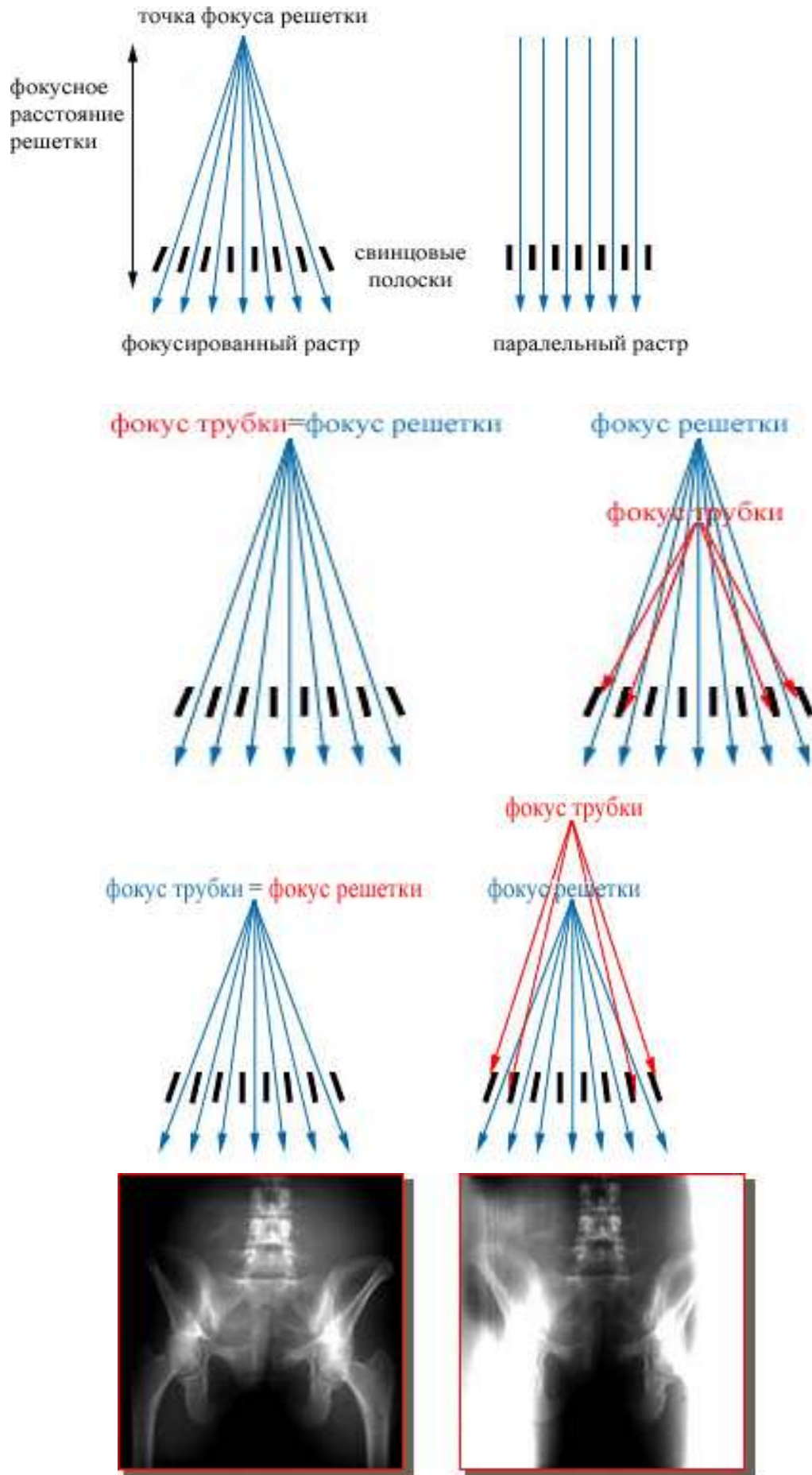
большее отношение растра - больше mAs



отношение растра = $\frac{h}{d}$



Фокусвання растрів



Рентгенографічний шум

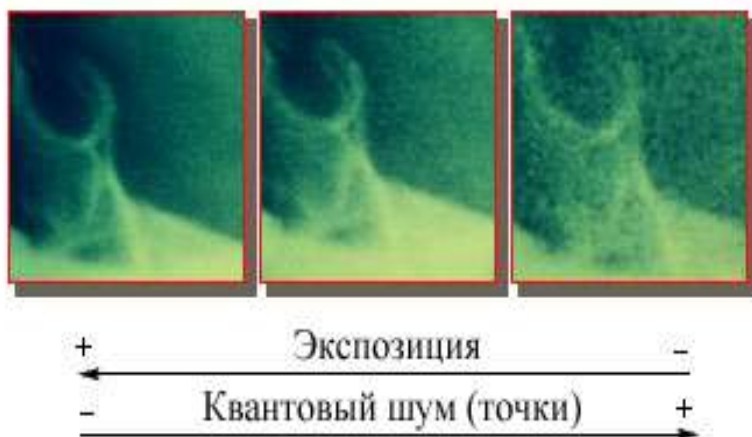
Небажані варіації оптичної щільності на знімку погіршують розпізнавання об'єктів. Якщо ці варіації носять нерегулярний, випадковий характер, їх називають **рентгенографічним шумом**. У радіомовленні або телебаченні терміном "шум" позначають зазвичай звук або зображення від слабого сигналу. У цих випадках неврегульовані коливання слабких сигналів створюють або невизначений звуковий шум (радіо), або крапка екрану (телебачення), які і називають "шумом". У рентгенографії шум надає аналогічна дія на зображення.

Рентгенографічною "плямистістю" називають нерівномірності щільності рентгенограми, що утворюються навіть при дії на підсилюючі екрани рівномірного рентгенівського фотонного потоку. Вона складається з трьох компонентів: структурній плямистості, зернистості плівки і квантової плямистості.

Структурна плямистість виникає як флуктація щільності, обумовлена нерівномірністю структури підсилюючих екранів.

Зернистість плівки - це видима оком зерниста нерівномірність щільності плівки, що виникає при її експонуванні рівномірним світловим потоком неекранного походження, оскільки підсилюючі екрани дають власну квантову плямистість, яка перекриває зернистість плівки. Зернистість же плівки викликана нерівномірністю розподілу в емульсії кристалів проявленого срібла.

Ефект дії на рентгенографічне зображення обмеженої кількості рентгенівських фотонів або квантів називається **квантовою плямистістю**, яка є основним компонентом шуму на зображенні. Така плямистість викликана дуже малим числом рентгенівських фотонів. Ефект якоюсь мірою схожий зі спробою розглянути що-небудь при слабкому освітленні (малому числі світлових фотонів). Якщо вимкнути в кімнаті світло і якийсь час звикнути до темноти, то поступово ми почнемо розрізняти деякі деталі, але все бачитиметься немов затягненим брижами. Даний ефект аналогічний тому, що відбувається із зображенням на рентгенограмі при недоліку тих, що формують її рентгенівських фотонів.





Увеличенный рентгеновский снимок с квантовым шумом

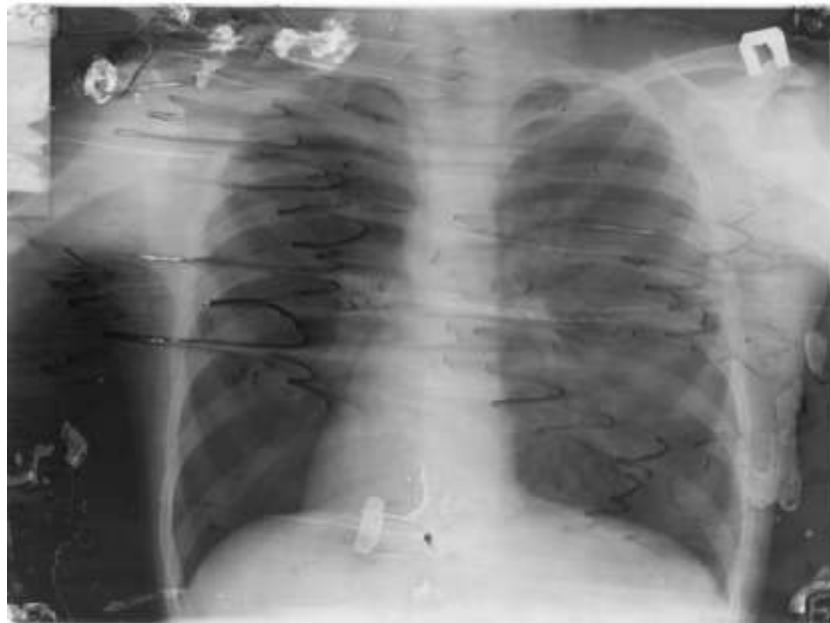
Збільшене зображення рентгенівського знімку з квантованим шумом



Квантова плямистість виникає через випадковий просторовий розподіл рентгенівських фотонів рівномірного пучка по поверхні екрану.

Артефакти

До артефактів відносять небажані дефекти щільності на рентгенограмі у вигляді різного роду плям від неправильних поводження з плівкою, експонування, її обробки або зберігання.

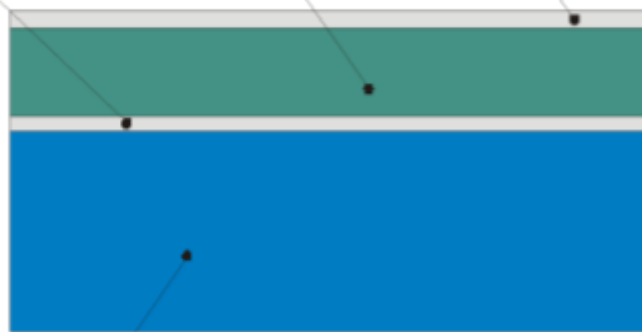


2.2. Рентгенівські фотоплівки. Реєстрація зображення на плівку. Види плівок.

Рентгенівські фотоплівки:

- плівки для загальної рентгенографії (зеленочутливі і синьочутливі).
- спеціальні плівки: для маммографії, для флюорографії, відеоплівки, плівки для лазерних принтерів і камер мультимедійних.
- касети і екрани (з «синьоемітуючими» і «зеленоемітуючими» екранами)
- хімія для ручної і автоматизованої обробки плівки, спеціальна хімія (чистячі розчини).
- устаткування: процесори, лазерні формувачі зображення (сухої (DRYVIEW) і вологої (WET) обробки плівки), автоматичні завантажувачі плівок, ідентифікаційні камери.
- маммографічні системи: процесор, касети і екрани, автозавантажувач плівок.
- для загальної рентгенографії, - маммографічна, - флюорографічна
- дентальна, - для інфрачервоних лазерних камер, - для відеопринтерів
- для принтерів сухої обробки

Склеюючий шар (півшар) Емульсія Захисний шар



Лавсанова (поліестерна- поліетилентерефталатна (ПЕТФ)) основа
Двухсторонні плівки:

Односторонні плівки:



- шар емульсії товстий



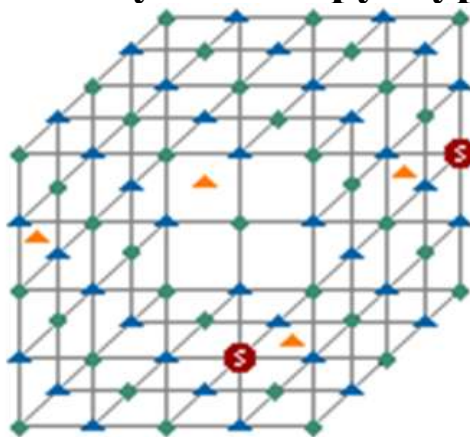
- емульсія нанесена з двох сторін
- шари відносно тонкі
- швидкий процес обробки

Принцип реєстрації зображення на плівку Емульсія:



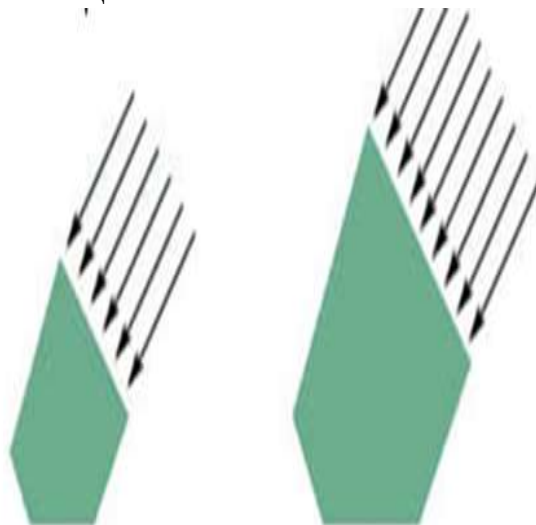
Бромід срібла+желатин= емульсія

Кубічна структура



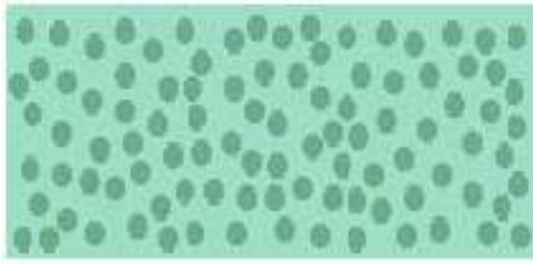
- іони брома Br^-
- ▲ іони срібра Ag^+
- ▲ свободні іони Ag^+ (проміжучі)
- Ⓢ чутливі частинки

Експозиція



Велике зерно затримує більше фотонів , ніж мале

Більше зерно –більша швидкість реєстрації зображення



Швидке змішування



Повільне змішування

Види плівок:

Зеленочутливі рентгенівські плівки KODAK MXG та **синьочутливі** KODAK MXB для загальної рентгенології.

Характеристика зеленочутливих плівок

Компанія KODAK випускає декілька типів зеленочутливих плівок для загальної рентгенології. Плівка типу KODAK MXG обробляється в умовах ручного і автоматичного прояву, плівка типу KODAK T-MAT G і T-MAT S підлягають переважно автоматичній обробці.

Плівка KODAK MXG має синю поліетилентерефталатну (ПЕТФ) основу, що профарбована в масі з оптичною щільністю прокраски $D_{\text{основи}} = 0,165$, і завтовшки 0,175 мм, яка забезпечує високий ступінь прозорості і яскравості радіографічних знімків. Емульсивний, захисний і допоміжні шари забезпечені протиореольним і антистатичним захистом, а спеціальна технологія цих шарів дозволяє проводити хімічно - фотографічну обробку плівки KODAK MXG як вручну, так і в автоматичних проявочних машинах будь-яких типів, зокрема при прискорених циклах тривалістю до 45 сек. Плівка KODAK MXG найбільш придатна в загальній радіографії для отримання високоякісних рентгенівських знімків з коротким часом і широким інтервалом експозицій.

Плівка чутлива до зеленого кольору світлення підсилюючого екрану і використовується у поєднанні з ним. Емульсія складається з множини зважених в желатині, мікрокристалів з'єднань галоїдів срібла. Середні розміри гранул (зерен) складають приблизно 1 мікромметр і не помітні не озброєним оком. На рентгенограмі можна розрізнити лише легку зернистість, обумовлену проєкційним суммуванням групових скупчень гранул. Галоїдне срібло, що міститься в емульсії зеленочутливої плівки має вид не тривимірних зерен, а тонких пластинок, які володіють більшою поверхнею, що забезпечує чіткіше зображення. Зверху плівка покрита тонким захисним шаром з чистого желатину для зменшення можливості механічного пошкодження емульсивної поверхні плівки. Такий захисний шар мають всі плівки KODAK. Стабільність, менша чутливість до ручних маніпуляцій не дають при роботі з «зеленими» плівками артефактів типу «Minus density», тобто білих крапок, плям, заломів. Артефакти «Plus density» можливі на зеленочутливій плівці є дефектами у вигляді чорних смуг або плям, що не веде до помилкової діагностики.

Плівка KODAK MXG має сенситометричними характеристиками:

Параметр	Величина ЕКРАНИ			
	Medium	Regular	Green 400	Fast
Світлочутливість	270*	400*	400*	600*
Середній градієнт	2,80	2,75	2,75	2,60
Максимальна щільність	3,10	3,10	3,10	3,10
Оптична щільність основи + вуаль	0,21	0,21	0,21	0,21
Вуаль ≤	0,04	0,04	0,04	0,04

Номінальна світлочутливість (S) комплексу екран - плівка по стандартах ISO 9236-1 від 1996 р., DIN 6867-1 і DIN 6867-10 від 1996 р. при стандартних режимах прояву в KODAK RP X-OMAT

Зеленочутлива плівка КОДАК:

- має високу чутливістю при різних дозах експонування.
- має високий ступінь деталізації зображення.
- характеризується стабільними сенситометричними параметрами при різних умовах обробки.
- має високу стійкість до дії чинників зовнішнього середовища (особливо до статичної електрики).

Підсилюючі екрани, що рекомендуються:

Ортохроматичні екрани є невід'ємною частиною «зеленої» системи. Плівки КОДАК MXG, T-MAT G і T-MAT S сенсibilізовані до зеленої частини спектру, тому їх необхідно використовувати із зеленівипромінюючими екранами типу KODAK LANEX, створених на основі рідкоземельного люмінофора оксисульфід гадолінію.

Використання зеленочутливої плівки з «синіми» екранами не тільки не дасть необхідного результату, але і збільшить дозу в порівнянні з «синьою» системою.

Синьочутливі рентгенівські плівки KODAK MXB. Синьочутлива плівка KODAK для загальної рентгенографії представлена трьома типами: KODAK MXB, KODAK X-OMAT UV і KODAK X-OMAT K. Ці типи є високочутливими, спеціально розробленими для отримання контрастних рентгенограм високої якості. Висока світлочутливість плівки забезпечує короткий час експонування, що особливо зручно при проведенні досліджень, де доза опромінювання є основним чинником безпеки. Плівки KODAK X-OMAT UV і KODAK X-OMAT K сенсibilізовані до синьої частини спектру, тому використовувати їх необхідно в касетах з синьовипромінюючими екранами (типу KODAK X-omatic). Використання синьочутливої плівки із зеленівипромінюючими екранами різко знижує якість отриманого зображення і збільшує променеве навантаження на пацієнта. Плівка KODAK X-OMAT UV призначена для обробки в проявочній машині, при використанні плівки KODAK X-OMAT, де можливий як автоматичний, так і ручний прояв. Кращий результат при

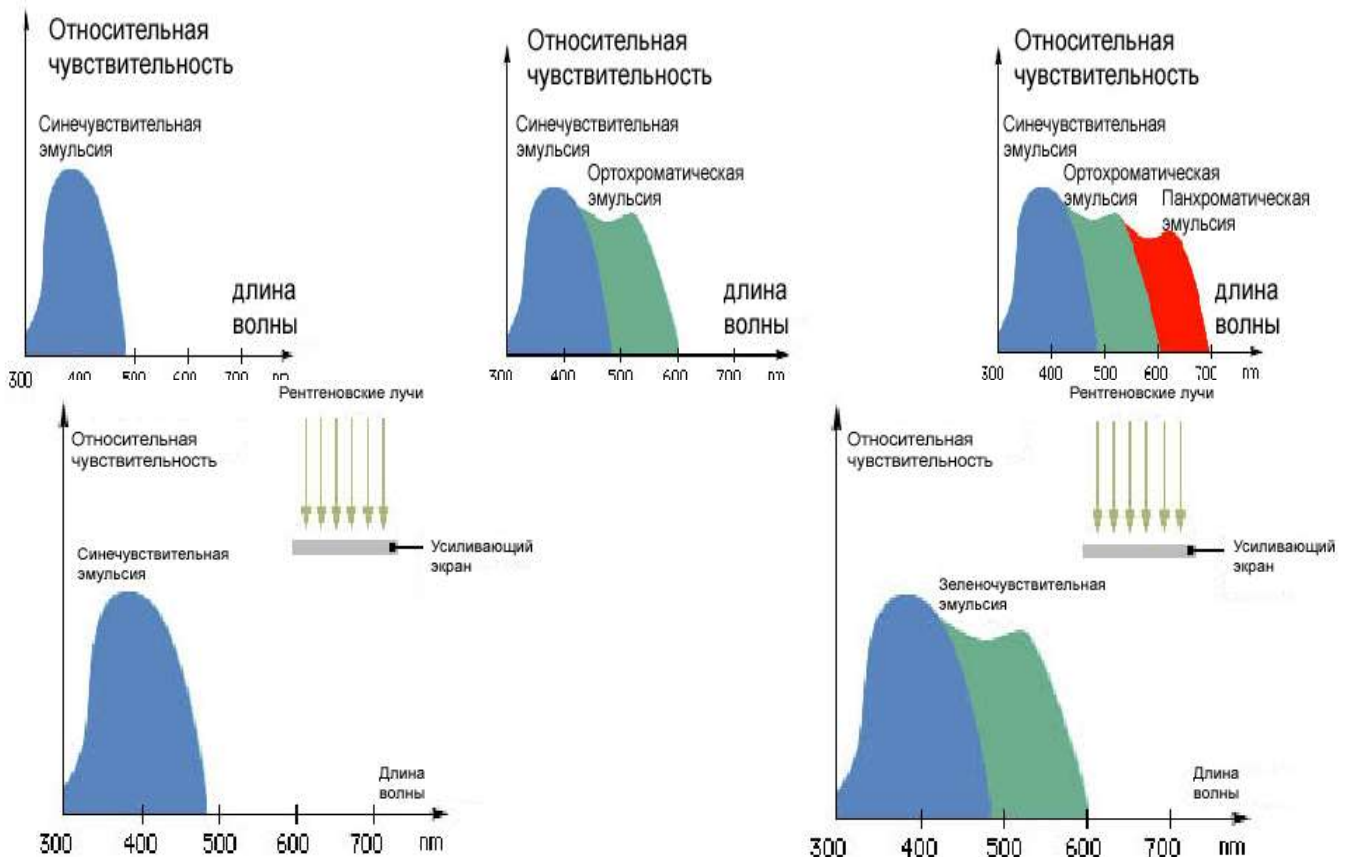
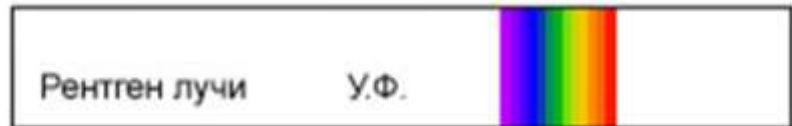
обробці плівки в своїх хімреактивах.

Технічні характеристики:

Параметр	Ручна обробка	Автоматична обробка
Чутливість, S0,85, p-1	не менше 1200	не менше 1600
Середній градієнт	2,6	2,8
Щільність вуалі	0,21	0,20

Гама (γ) - промені

Видиме світло



Синьочувствительна плівка

Зеленочувствительна плівка

2.3. Рентгенографічні комплекси. Рентгенографічні та мамографічні касети та екрани.

Спеціальні рентгенівські плівки Кодак. Флюорографічна плівка.

Флюорографічна плівка PFH - ортохроматична, високочутлива, висококонтрастна рулонна плівка, розроблена спеціально для високоякісної флюорографії.

Основні характеристики:

- висока контрастність зображення;
- наявність протиореольного шару;
- блакитна лавсанова основа.

Формати:

рулонна : 70мм×30м, 105мм×45м, 110мм×30м.

Мамографічна плівка

ПЛІВКА KODAK MIN-R G

Плівка KODAK MPN-R G є високочутливою, з високою роздільною здатністю, односторонньою, ортохроматичною, сенсibiliзованою в зеленій частині спектру радіографічною, медичною рентгенівською плівкою для маммографії, призначеної для використання з підсилюючими екранами зеленого світіння. Плівка має синю поліетилентерефталатну (лавсанову) основу типу 7-mil ESTAR з базовою щільністю 0,18, з антиореольним захистом і високими фізико - механічними властивостями. Дана плівка має такий же контраст і чутливість на 25 % вище з екранами KODAK MIN-R Regular Screens і KODAK MIN-R Medium Screens в порівнянні з плівкою KODAK MIN-R M. Для визначення сторони емульсії, плівка має V-образний виріз. Емульсія зверху коли виріз знаходиться в правому верхньому кутку. Дана плівка розроблена для машинної (90 сек. цикл) обробки. Плівка KODAK MIN-R G забезпечує мінімальне опромінювання пацієнтів рентгенівським випромінюванням при високій чіткості і контрасті зображення.

Технічні характеристики:

Параметр	Автоматична обробка, (DIN)
Чутливість (з екраном MIN R)	125
Середній градієнт	3,25
Щільність вуалі	0,19
Максимальна щільність почорніння	3,9

Неактинічне освітлення

При обробці в темному приміщенні необхідно застосовувати ліхтар з червоним світлофільтром (типу KODAK Gbx-2) і матовою лампою 25 Вт. Відстань від ліхтаря до оброблюваної плівки повинно складати 1,2 м.

Латенсифікація: світіння неактинічного ліхтаря після первинної рентгенівської експозиції.

Гіперсенсibiliзація: світіння неактинічного ліхтаря перед первинною рентгенівською експозицією.

Упаковка.

Плівка упакована в коробки по 100 листів і має наступні формати, см.: 18×24 і 24×30.

Системи екран-плівка

До теперішнього часу ми розглядали в основному чинники, що впливають на просторове зображення, тобто на невидимий оком розподіл рентгенівських фотонів в просторі після їх проходження через тіло пацієнта. При рентгенографії це невидиме зображення за допомогою приймача зображення, що складається з плівки і підсилюючих екранів, перетворюється на зримає, яке надалі аналізується лікарем. Комбінація

екран-плівка є основним видом приймача зображення .

Рентгенівська плівка складається з гнучкої підкладки або основи, покритої дуже тонким підшаром, що пов'язує, фіксує емульсію до основи. Емульсія складається з желатину, що містить галоїдне срібло. Її як правило наносять на обидві сторони основи шаром 3-5 мікрометрів. Використання двосторонньої плівки із спектрально відповідною нею парою екранів дозволяє отримувати знімки необхідної щільності при мінімальній дозі опромінювання пацієнта. . Комбінація з односторонньої плівки з одним екраном використовується зазвичай в тих випадках, коли потрібна висока різкість зображення в маммографії або рентгенографії кінцівок. Рентгенівська плівка здатна формувати зображення або безпосередньо під впливом просторового рентгенівського випромінювання, або світлового зображення на підсилюючих екранах. Певні види плівок випускаються для їх використання з конкретними типами екранів.

Залежно від чутливості екрану комбінація екран-плівка має різні швидкісні характеристики і може бути використана для різних видів рентгенологічних досліджень. У країнах СНД тривалий час існували такі одиниці вимірювання чутливості екранів як «зворотні рентгени». В даний час у всьому світі діє єдина система одиниць - це DIN, вони позначають чутливість системи екран-плівка.

Більшість сучасних плівок ортохроматичні, тобто високочутливі до зеленого світла, яким світяться рідкоземельні екрани. Такі плівки поглинають більшою мірою світлову, чим рентгенівську енергію. Переважна частина рентгенограм робиться саме за допомогою комбінації екран-плівка, оскільки завдяки ній значно підвищується контрастність знімка, знижується доза опромінювання пацієнта, скорочується час експозиції, що у свою чергу зменшує нерізкість від мимовільних рухів об'єкту.

Дуже широко представлені по чутливості зеленочутливі системи екран-плівка.

Тип екрану, що використовується в касеті KODAK X-OMATIC	Відносна чутливість системи «екран - плівка»	Рекомендована область застосування
MEDIUM	200	Кістки скелету
REGULAR	400	Грудна клітка
FAST	800	ШКТ, Серце

Високочутлива система «екран-плівка» генерує рентгенівське зображення з дуже низькою дозою випромінювання. Проте, збільшення зернистості знімка, яке також має назву перешкоди, і відповідні втрати як деталі також асоціюється з високим рівнем чутливості.

Хороше розпізнавання деталей разом з хорошою структурою вимагає низького рівня чутливості, тобто низького її значення. Більшість експозицій

сьогодні здійснюються з чутливістю 200 або 400.

Порівняння сенситометричних характеристик "синіх" і "зелених" систем екран-плівка показує, що ортохроматичні системи володіють наступними перевагами:

- світлочутливість в 2,0-3,0 рази більше, що дозволяє відповідно зменшити час експозиції і променеві навантаження на пацієнта і персонал;

- істотно збільшений час роботи повністю променевих трубок унаслідок зменшення середнього часу експозиції (mAs);

- значно покращені структурно – різкісні характеристики і цілеспрямовано модифіковані форми характеристичних кривих (ХК) - градієнти ХК приведені у відповідність з локальними контрастами об'єктів діагностики;

- мінімальні відхилення від закону невзаємозамінності дозволяють надійно працювати в широкому діапазоні напруги від 50 до 120 кВ;

- хімічна і радіаційна стабільність ортохроматичних екранів, мала залишкова радіоактивність і низька їх гігроскопічність збільшують термін служби екранів і зменшують вплив навколишнього середовища на їх властивості.

Традиційні системи візуалізації медичних зображень складаються з рентгенівської плівки і пари підсилюючих люмінесцентних екранів, між якими поміщається і експонується рентгенівська плівка.

Традиційні рентгенівські плівки мають два ідентичних емульсивних шари, нанесених на обидві сторони поліетилентерефталатної (лавсановою) основи. Передній і задній підсилюючі екрани також ідентичні як по світловидатності і спектральній зоні емісії, так і по структурі. Таким чином, традиційні системи рентгенографічної візуалізації є симетричними - і передній і задній емульсійні шари несуть практично однакове зображення, оптична щільність яких складається при візуальному перегляді «на просвіт» і інструментальному їх вимірюванні. Медична візуалізація зображень із застосуванням симетричних традиційних систем часто стикається з певними складнощами, особливо тоді, коли на одному рентгенівському знімку необхідно діагностувати органи, відрізняються контрасти, що мають істотно, або, навпаки, потрібне розрізнення тканин, що мають мало контрасти, що відрізняються.. Прикладом такого роду є обстеження органів грудної клітки - найбільш складне і найбільш обстеження, що часто зустрічається. Таким чином, візуалізація органів грудної клітки є найбільш часто здійснюваним обстеженням, що має наступну специфіку:

- складність обстеження ГК пов'язана з необхідністю отримання детальної інформації про різні анатомічні структури на одному знімку

- техніка отримання зображень варіюється у відповідність з потребами візуалізації для точного діагнозу.

Обстеження грудної клітки, внаслідок великих (до 15-20 разів) відмінностей в поглинанні рентгенівських променів між легеньми і

середньостінням, вимагає особливої техніки експонування і спеціальних матеріалів. Для досягнення кращого радіологічного результату необхідно мати в єдиній системі візуалізацію:

→ високий контраст в легеневій області для коректної візуалізації легеневих судин і судинної системи і прямого спостереження вузликів і кальцифікації

→ широкий динамічний діапазон для досягнення хорошої видимості деталей в медистинальній і кардіальній тінях і в периферичних областях.

З фотографічної точки зору середньостіння і ретрокардіальні області реєструються рентгенівською плівкою в області недотримуваних характеристичної кривої при оптичній щільності від 0,01 до 0,8, а паренхіма - в області лінійної ділянки характеристичної кривої при оптичній щільності від 0,8 до 2,2.

Основоположний винахід компанії KODAK полягає в застосуванні асиметричних систем візуалізації радіографічних зображень, що дозволяє вирішувати перераховані проблеми.

Асиметрична система KODAK INSIGHT включає рентгенівську плівку, на передню сторону якої наноситься дрібнозернистий, висококонтрастний, високої роздільної здатності і порівняно низькочутливим емульсивним шаром, а на задню - високочутливий, але більш крупнозернистий шар.

Відповідно, перед переднім емульсивним шаром поміщається дрібнозернистий високого дозволу (FINE) підсилюючий люмінесцентний екран, а за заднім емульсивним шаром - грубозернистий (Regular або Fast) з високою світловидатністю екран. Знімки на звичайній плівці з 2-х сторонньою емульсією містять 2 ідентичних зображення на кожній емульсивній поверхні. У вищезазначеній асиметричній системі формуються 2 зображення, що відрізняються за фотохарактеристиками. Наприклад, при отриманні рентгенограми органів грудної клітки: передня комбінація екрану і плівки дає висококонтрастне і різке зображення судин, задня ж комбінація з чутливішого екрану і емульсії формують достатньо щільне зображення структур середостіння, не переэкспонуючи при цьому легеневі поля.

Підсилюючі екрани:



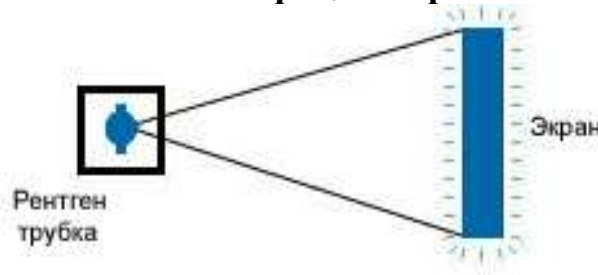


**плівка- приймач
мала чутливість**



**система плівка+екран - приймач
висока чутливість**

Як працює екран:



Флюорисценція

Свічення світлових частинок починається, коли попадає збуджуюче рентгенівське випромінювання і закінчується коли воно закінчується

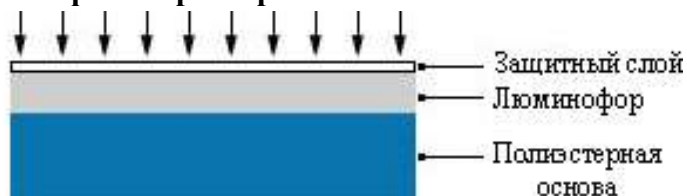


Фосфорисценція

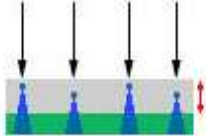
Фосфоросцентний екран продовжує випромінювати світлові частинки на протязі деякого часу після того, коли закінчилось збуджуюче випромінювання

Параметри та властивості екранів:

Ефективність - ефект поглинання
люмінофора - ефект перетворення

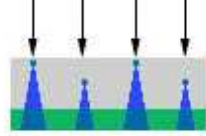


Випромінювання

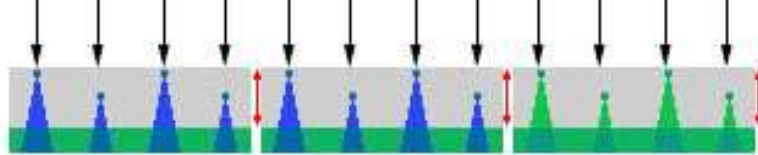


Люминофор
Эмульсия

Випромінювання



Випромінювання

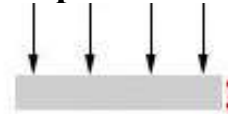


Вольфрамат
кальція

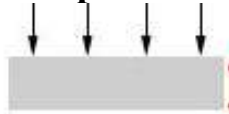
Рідкоземельні
люминофори

Рідкоземельні люмінофори: вища швидкість при однаковій роздільній здатності в порівнянні з вольфрамом кальція

Випромінювання

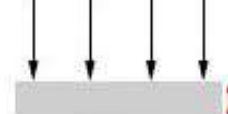


Випромінювання

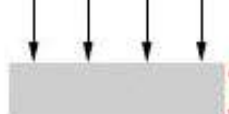


- Толщина люминофора +
- Скорость +

Випромінювання

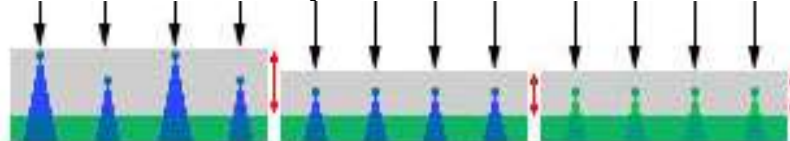


Випромінювання



- Толщина люминофора +
- Скорость +

Випромінювання

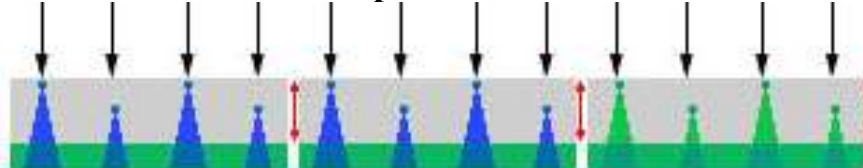


Вольфрамат кальція

Рідкоземельні люмінофори

Рідкоземельні люмінофори: вища швидкість при однаковій роздільній здатності в порівнянні з вольфрамом кальція

Випромінювання



Синьочутлива плівка
Вольфрамат кальція

Зеленочутлива плівка
Рідкоземельні люмінофори

Класи чутливості системи екран – плівка: 100, 200, 400, 600, 800, 1600

Клас чутливості 400 в порівнянні з класом чутливості 100 – в 4 рази вище

по чутливості

- Плівки в комбінації з кальцій-вольфрамовим екраном має чутливість, не более - 200

-Плівки в комбінації з рідкоземельними екранами мають чутливість до-1600

Рентгенівські касети:



Кассета

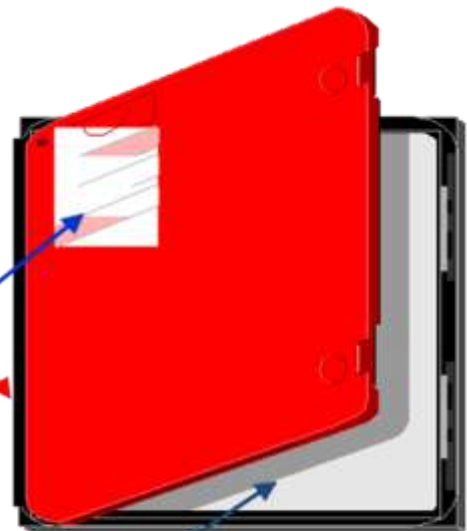
- Различные типоразмеры
- Общие радиологические исследования
- Кассеты совместимы с существующими аппаратами

Радио чип для записи данных

- данные пациента
- специальные данные
- чувствительность, размер кассет
- данные передаются радиоволнами

Фосфорная пластина (IP, Image Plate)

- Нет пленки
- Пластина с запоминающим люминофором



Загальна рентгенографія



Экран

Двусторонняя пленка

Экран



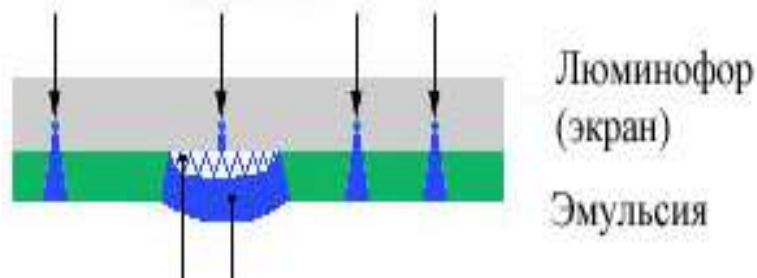
Односторонняя плівка. Викорисання:

Екран на тильній стороні касети

-мамографія

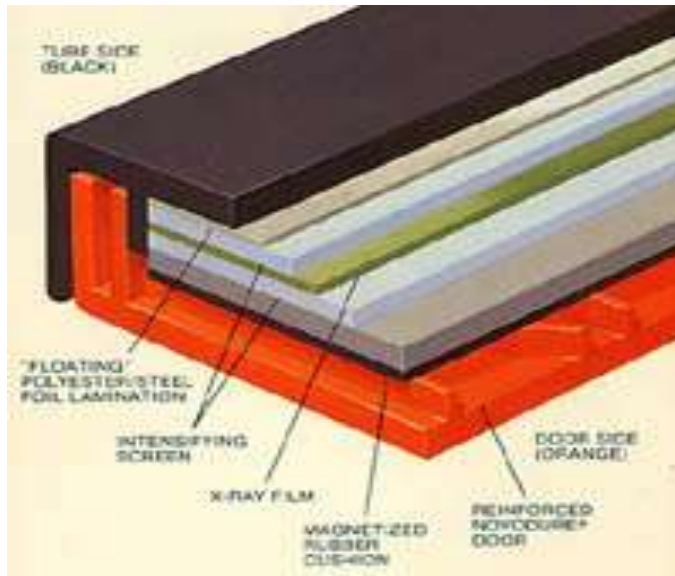
- спеціалізовані дослідження
(в т.ч. артрити, артрози)

Рентгенівське випромінювання



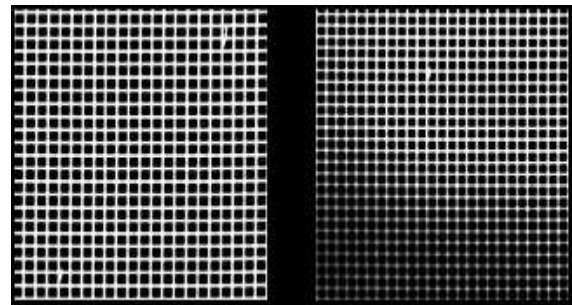
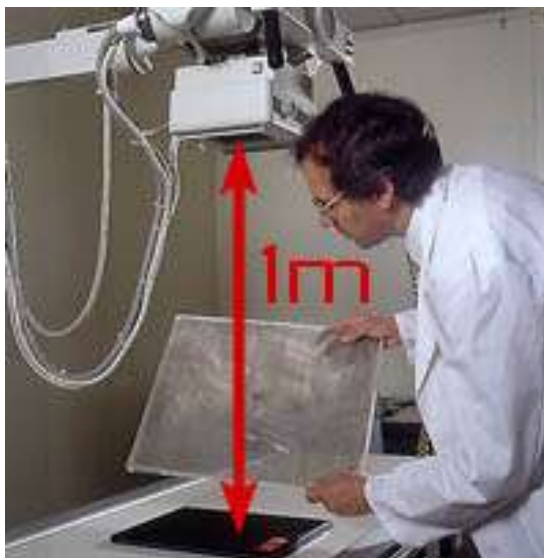
Експоноване місце плівки
Поганий контакт плівки з екраном,
з розсіяним випромінюванням

Перевірка контакту екрану та касети



Вимоги до касет: - постійний оптимальний контакт плівки та екрану;
- світлонепроникність ; - легкість - непроникність для хімікатів, крові та других рідин.

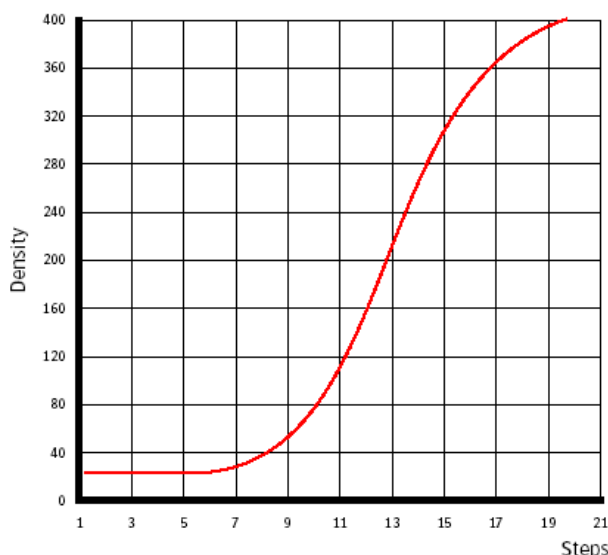
Умови експонування: FFD – 100см; U= 50 kV; D= 2,5 (щільність почорніння)



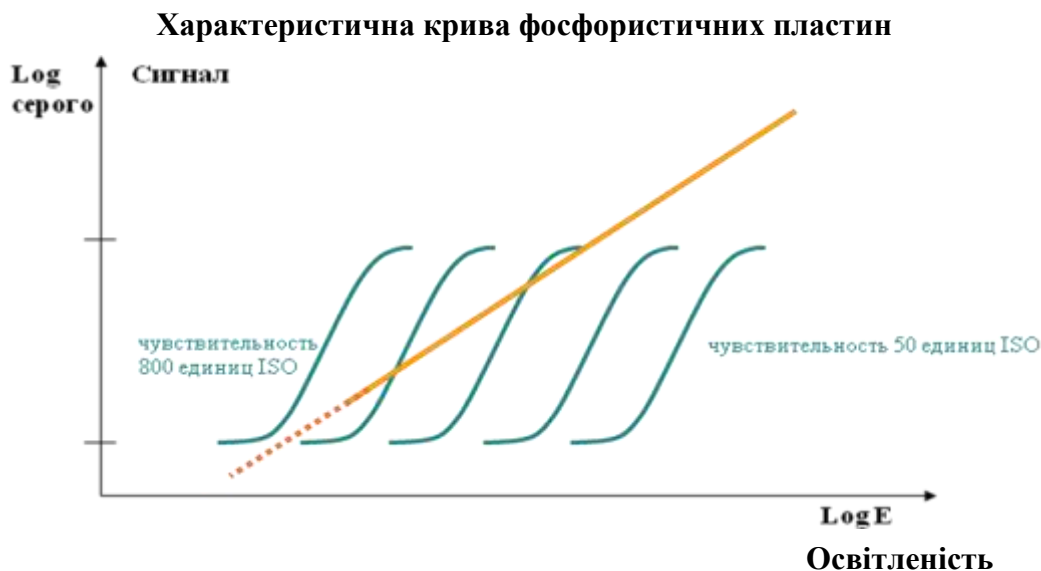
Недоліки рентгенівської плівки
Мала фотографічна широта;
Неможливість змінити отримане зображення; Велика кількість браку;

Жорстка залежність від умов фотохімічної обробки;
 Постійні витрати на хімреактиви + шкідливе, агресивне середовище;
 Однократність відтворення знімку; Світло- і радіаційна чутливість;
 Неможливість віддалених консультацій; Обмежений термін придатності; Незручна, громізка архівація;
 Велика вартість компонент (срібло); Необхідність утилізації плівки та хімреактивів; Забруднення екологічного середовища.

Залежність почорніння плівки D від освітленості E приведено на рисунках:



Характеристична крива рентгенівської плівки



Переваги плівки

- Можливість відображення всієї необхідної діагностичної інформації за одну експозицію, даже коли на шляху рентгенівських променів знаходяться об'єкти різної щільності;
- Система менше чутлива до змін умов експозиції.

Переваги цифрових CR систем в порівнянні з DR системами (Direct Radiography)

Відпадає необхідність в повторній експозиції → зменшується

променеве навантаження; висока якість зображення (20 пікселів на мм); висока надійність – немає дорогих деталей ; гнучкість в рішеннях – можливість оцифровки декількох кабінетів загальної рентгенографії, расташованих на різних поверххах, приймального відділення, реанімації (мобільність); миттєвий перехід в цифровий вимір; невелика вартість; суттєвий економічний ефект.

Основні положення CR

- Все види рентгенівських досліджень
- Використання існуючих аналогових рентгенівських апаратів
- Касети сумісні із усіма існуючими рентгенівськими апаратами
- Відсутність плівки в касеті
- Пластини із зафіксованим зображенням на люмінофорі використовуються багатократно

2.4. Принципи фотохімічної обробки рентгенівських плівок

Умови обробки зеленочутливої та синьочутливої плівки

Зеленочутлива плівка повинна оброблятися або в повній темноті, або при ліхтарі з червоним світлофільтром і лампою 25Вт на відстані не менше 1.2м від плівки. Виключається використання зеленого світлофільтру так, як плівка чутлива до зеленого спектру оптичного випромінювання і засвічуватиметься ліхтарем з таким світлофільтром. Для обробки синьочутливої плівки використовується зелений світлофільтр. Заборонено використовувати ліхтарі з «кустарними» світлофільтрами (пофарбовані фарбою, обернутою тканиною або папером). Плівки Kodak MXG і Kodak MXB можуть оброблятися як в проявочній машині, так і вручну у баках. Тому при використанні цих плівки бажана проявочна машина, але не обов'язкова. Проте ручну обробку плівок слід проводити за часом з урахуванням температури розчинів.

Умови обробки синьочутливої плівки

Плівка KODAK X-OMAT UV призначена для обробки в проявочній машині, при використанні плівки KODAK X-OMAT K можлива як автоматична, так і ручна проявка. Якнайкращий результат досягається при обробці плівки в хімреактивах фірми Кодак.

Умови обробки і зберігання мамографічної плівки

Торкатися до плівки необхідно чистими, сухими руками, не оброблені косметичними засобами (лосьйони, креми і ін.). Уникати механічних дій на плівку - тиск, вигин, дряпання.

Непроекспоновану плівку зберігати у вертикальному положенні при температурі 10-20⁰С і відносній вологості 30-50%. Плівка повинна бути захищена від рентгенівського і γ - випромінювання. Термін зберігання ~ не менше 12 місяців. Плівку слід обробити відразу після експонування. Оброблену плівку зберігати при температурі 16-27⁰С і відносній вологості

Предостережение	Предостережение	Предостережение
поддерживать постоянную температуру	поддерживать постоянную влажность	предохранять от воздействия ионизирующей радиации
максимальная температура 23 °C	рекомендованная влажность 50-60%	дистанция изолированные стены радиационный фон не более 90 нГз/ч
		

Відновлення розчинів при ручній проявці

Активність невідновленого розчину унаслідок його виснаження поступово падає, і у міру використання розчину його проявляюча здатність слабшає, як наслідок поступового витрачення проявляючої речовини на відновлення металевого срібла з його галоїдної солі, так і внаслідок гальмуючої дії на процес прояву продуктів розпаду хімікатів. Ступінь падіння цієї активності залежить від кількості проявлених знімків і від їх середньої щільності. Також якщо проявником не користуватися, активність його зменшується через реакцію окислення проявляючої речовини киснем. Якщо виснаженню проявника не протидіяти, поступово почнеться недопроявлення знімків і, відповідно, погіршення контрастності і чутливості плівки. Крім того, якась кількість проявника разом з плівкою виноситься з проявочного бака. В цілях збереження стандартних умов обробки всім відміченим процесам треба якимсь чином протидіяти. Кращим способом компенсувати вищевідзначені втрати є система відновлення розчину, яка підтримує його активність і об'єм на постійному рівні.

Система відновлення розчинів ефективна і достатньо проста і полягає в додаванні звичайного розчину проявника, компенсуючого падіння його активності, чим підтримується постійний час проявлення знімка. Поновлюючий розчин зберігає стабільним рівень рН проявника в баку і його хімічну активність.

При ручному способі обробки плівку слід витягувати з проявника, дозволяючи йому стікати назад з неї в бак, що зменшує його витрату і полегшує його точне заміщення.

Рівень проявника в баку слід підтримувати весь час постійним, поповнюючи його витрату. Через якийсь час навик зберігати кількість проявника, що виноситься разом з плівкою є постійним, і стає майже автоматичним. Кількість і інтервали внесення відновника бажано підтримувати відповідно рекомендаціям виробника. Додавання проявника відносно малими порціями і розмішування після кожного додавання попереджає коливання активності всього розчину.

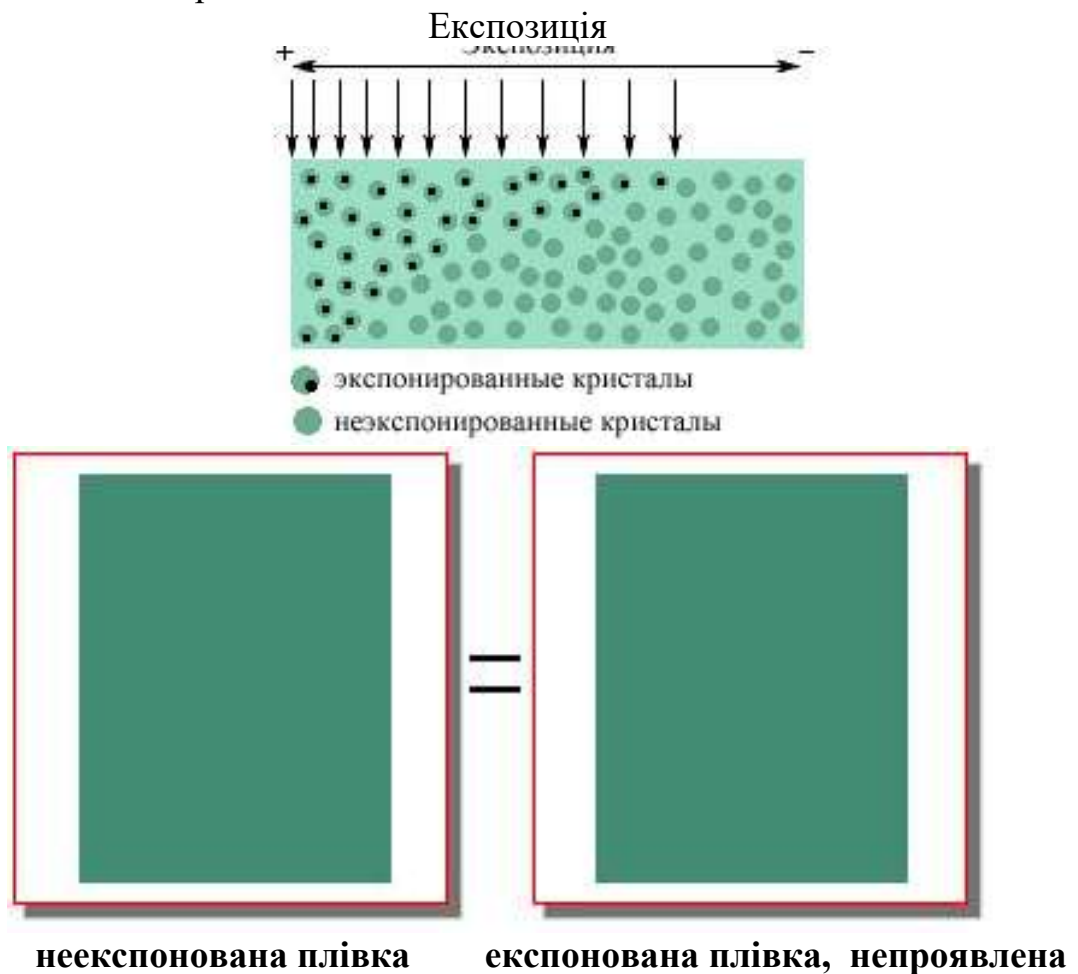
Проте не слід поповнювати проявник до безкінечності. Якнайкращі результати виходять при користуванні інструкціям, які даються для кожного виду проявника. Через три місяці після початку користування проявником його слід вилити, оскільки якість його різко падає через накопичення в ньому продуктів окислення, желатину емульсії і інших забруднень.

Методика проявки

Скрите зображення . Обробка скритого зображення. Проявник. Фіксаж . Ручная проявка. Автоматична обробка.

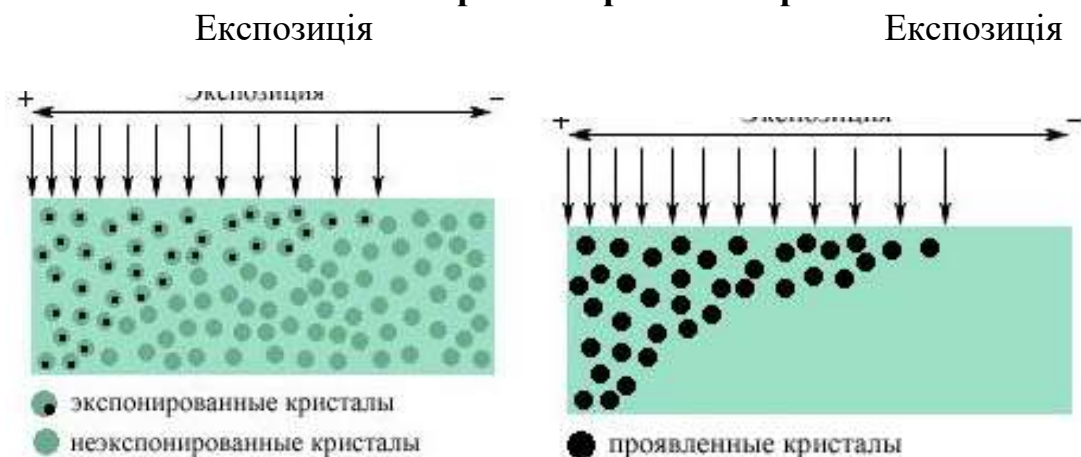
Скрите зображення

При експонуванні емульсії світлом чи рентгенівським випромінюванням проходить перетворення позитивних іонів срібла в нейтральні атоми срібла. Це – приховане зображення.



Немає різниці між експонованою і не експонованою плівкою

Обробка скритого зображення





проявленная



проявленная и отфиксированная



проявленная+отфиксированная
+промытая

Деякі з плівок, призначених для автоматичного проявлення, не годяться для ручного проявлення і оброблятися в ручну можуть лише у випадках крайньої необхідності. Для уточнення можливості ручної обробки плівки бажано ознайомитися з рекомендаціями виробника, оскільки вони можуть розрізнятися для кожного виду плівки. Пристрої і устаткування фотолабораторії повинні відповідати місцевим нормативам і вимогам захисту навколишнього середовища.

Спочатку за допомогою різних лопаток ретельно розмішайте розчини в кожному баку, щоб вирівняти їх температуру і хімічну активність.

Потім заміряйте температуру розчинів. Щоб уникнути забруднення розчинів, кожного разу, витягуючи термометр, споліскуйте його водою. Встановіть на таймері час проявки, що рекомендується для даної температури розчину. Ретельно закріпіть плівку в рамці відповідного розміру, включіть таймер і опустіть плівку в проявник. Постукаєте рамкою об краї бака, щоб усунути з поверхні плівки повітряні бульбашки.

Якщо в рекомендаціях виробника пропонується помішувати розчин, робіть це так часто і інтенсивно, як вказано. Після дзвінка таймера відразу ж витягуйте плівку і на мить затримайте її між баками, щоб з неї стік надлишок проявника.

Проявник



Проявник використовується як:

- концентрований розчин, запакований окремо в двох чи трьох емностях
- в сухому вигляді в герметично упакованих пакетах.

Приготування проявника повинно проходити в вказаній послідовності.

Функція проявника- перетворення скритого зображення, зареєстрованого експонованими кристалами броміда срібла в видиме.

Процес обробки:

В проявнику- реактиви проявника перетворюють бромід срібла в чорне металеве срібло. При цьому реактиви проявника окисляються. Проявник також окисляється киснем повітря. В обох цих випадках проявник втрачає частину своєї активності.



Ополіскування

Після проявлення плівку помістіть для ополіскування в бак з чистою, проточною водою або, ще краще, в стоп-ванну і, якщо це рекомендовано, помішуйте її. Мінімальний час ополіскування чи стоп-ванни складає близько 30 сек. Температура всіх використовуваних в процесі розчинів не повинна відрізнятися більш, ніж на декілька градусів друг від друга.

Після обполіскування з плівки знов видаляють зайву воду, щоб у фіксаж її потрапило якомога менше.

Фіксація (Закріплення зображення)

Активність фіксажу, як і проявника, залежить від його свіжості і температури.

Якщо його температура вища рекомендованої, відбувається надмірне набухання емульсії з подальшим подовженням часу сушки.

Необхідно дотримуватися певного часу фіксації. Плівку не можна виймати до припинення процесу закріплення, але і не затримувати її у фіксажі. Загальний час фіксації, звичайно, в два рази довший за час освітлення, тобто часу необхідного для повного зникнення молочного відтінку плівки. Саме за цей період відбувається розчинення в закріплювачі не проявленого галоїду срібла. Але ще такий же час потрібний для дифундування розчиненого срібла з емульсії і необхідного ущільнення желатину.

Якщо час фіксації виявляється довшим за час проявки, можна збільшити ємність фіксажного бака в порівнянні з баком проявника. У разі проявлення відразу великого числа знімків, їх число у фіксажному баку починає перевищувати кількість знімків в баку проявки.

Фіксаж використовується як::

- концентрований розчин упакований окремо в двох ємностях;

- в сухому вигляді в герметично упакованих пакетах.

Приготування фіксажу повинно проводитись в вказаній послідовності.

Функції фіксажу- перетворювати бромід срібла в розчинні у воді солі срібла.



Закріплення (фіксація) проходить в 3 стадіях::

1. Нейтралізація- час необхідний для нейтралізації лужного розчину проявника кислотою фіксажу.
2. Освітлення – час реакції фіксажу з не проявленими кристалами броміда срібла. При цьому плівка становиться прозорою.
3. Закріплення (фіксація) – час усунення з емульсії броміда срібла , перетвореного в нерозчинний невидимий склад при освітленні.

Відновлення фіксажу

Якщо фіксуючий розчин не відновлювати, його ефективність у міру використання падає і час фіксації подовжується. Відновлення фіксажу підтримує час фіксації на мінімальному рівні і тим самим оптимізує процес закріплення.

Система відновлення фіксажу вимагає перед додаванням свіжого закріплювача видалення частини старого розчину, оскільки на рамці і плівці у фіксуючий розчин потрапляє приблизно така ж кількість рідини, скільки відається при перенесенні плівки з фіксажу, так що кількість останнього, на відміну від проявника, залишається постійною, якщо виключити випаровування розчину.

Промивання

Для видалення з емульсії залишків хімікатів і для попередження знебварвлення знімків в процесі зберігання, їх необхідно ретельно промивати в достатній кількості чистої проточної води. В ході промивання вода повинна рівномірно обтікати обидві поверхні знімка, для чого рамки із знімками слід рівномірно розмістити в промивному баку, знімки повинні бути повністю занурені у воду, так щоб вода омивала і верхню рейку рамки.

Тривалість промивки залежить від температури води, її якості, швидкості протікання і інтенсивності перемішування, типу плівки і, певною мірою, від рецепту фіксажу. Бажано, щоб температура води приблизно відповідала температурі решти розчинів.

Швидкість протікання води в промивному баку повинна

забезпечувати приблизно восьмикратну зміну її об'єму в годину, а тривалість промивки, згідно рекомендаціям виробника, складати від 5 до 30 хв. Із-за більшої товщини емульсії плівки прямого експонування промивають декілька довше.

Під час промивання плівка все ж таки забруднюється деякою кількістю фіксажу, що потрапляє у воду, тому час промивки слід відлічувати від моменту завантаження в промивний бак останнього знімка. Крім того, щоб зменшити забруднення води, слід поміщати останній знімок в те місце бака, звідки йде з нього відтік. У міру додавання в бак нових знімків попередні, більш відмиті, поступово пересуваються у бік припливного отвору в баку проти напрями течії. Таким чином знімки перед перенесенням на сушку промиваються в свіжій воді.

Ефективніша так звана каскадна система промивки, в якій вода протікає послідовно через дві або декілька невеликих ємкостей, а не через один великий бак. Вода зазвичай поступає через дно першого бачка, обтікає знімок і через край бачка витікає в другий бачок. Там вона омиває знімок, який був вийнятий з фіксажу раніше, і витікає через отвір в його дні. Вийнявши знімок після промивки, треба протягом декількох секунд дати стекти з нього надлишку води.

Біологічні забруднення

Певну проблему представляє поява на стінках баків нальоту, особливо в літній час, коли вода, що поступає в промивний бак, зазвичай буває теплою. Цим слизистим нальотом є продукт діяльності бактерій, грибків і водоростей, які потрапляють туди з води, повітря і від персоналу. Якщо його періодично не зчищати, то наліт веде до корозії металу і артефактів на знімках. Баки необхідно регулярно чистити і відмивати побутовими дезактиваторами.

Корисно також застосовувати водяні фільтри і бактерициди. У останньому випадку заздалегідь необхідно з'ясувати, чи ефективний бактерицид проти даного виду забруднення, чи не впливає на процес обробки знімка і чи не відноситься до речовин, що забруднюють середовище.

Прискорювачі промивки

У випадках, коли постачання водою обмежене або потужність промивних баків недостатня, чи необхідне значне скорочення часу промивання, між фіксацією і промиванням застосовується додаткова обробка знімків прискорювачами промивки. Така обробка скорочує час промивання і кількість потрібної для нього води.

Зволожуючі речовини

Щоб запобігти появі на поверхні знімка в процесі його сушки плям і смуг і скоротити час сушки, знімок після промивки можна обполоснути протягом 30 сек в розчині зволожуючої речовини. Ці речовини зменшують поверхневе натягнення води на знімку і запобігають тим самим появу на них вищезгаданих артефактів.

Сушка

Сушка - найпростіший, проте вельми важливий етап обробки. Неправильна сушка може викликати появу на знімку плям або пошкоджень желатину від високої температури, яка повинна підтримуватися виробником в межах, що рекомендуються.

Вологі проявлені знімки, зазвичай, сушать в сушильних шафах, оснащених підігрівачами і вентиляторами для циркуляції теплого повітря. Викид підігрітого повітря з таких шаф повинен відбуватися за межі лабораторії щоб уникнути підвищення в ній температури і вологості.

У сушильних шафах іншої конструкції волога поглинається спеціальними хімікатами, і висушене повітря знов подається в сушильну камеру.

Висушені знімки обережно, щоб не подряпати, виймаються з шафи, куточки обрізаються. Знімки в сушильній шафі не повинні стикатися, інакше на них з'являться плями від нерівномірного висихання або вони склеяться один з одним.

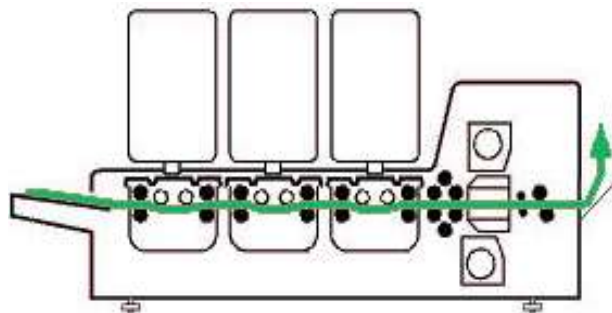
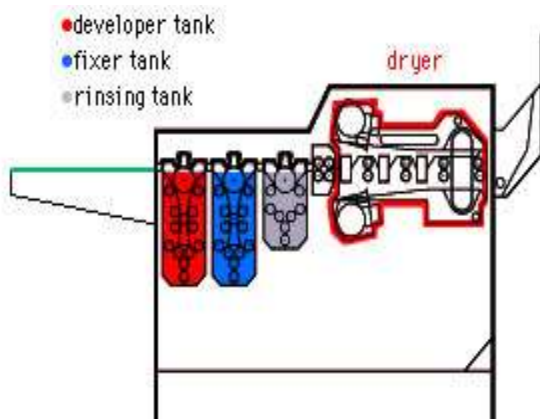


Рамки для ручної проявки

2.5. Автоматичне проявлення знімків та контроль якості.

Процес автоматичного проявлення знімків виконується в три етапа:

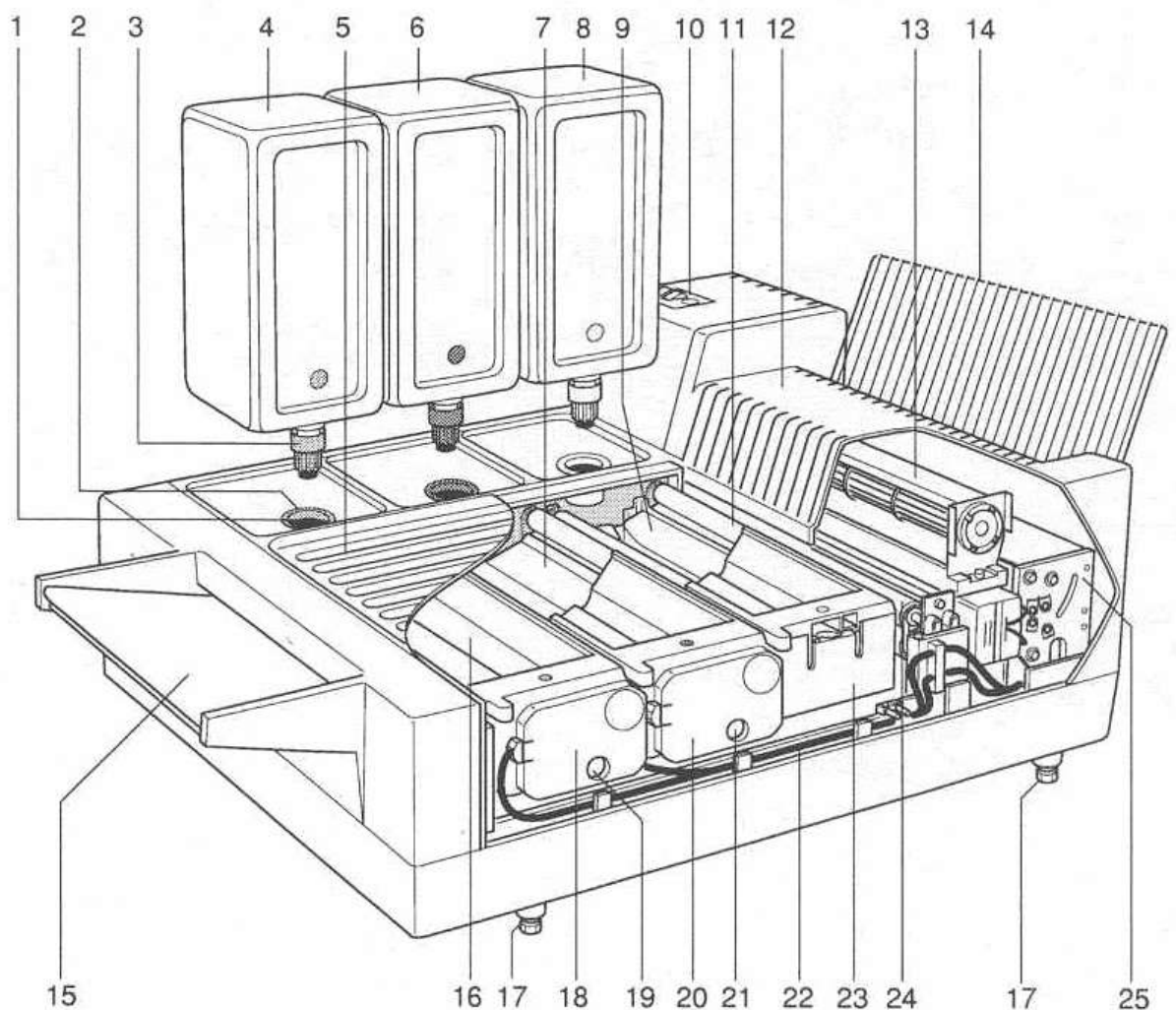
- вивізка експонованої плівки із касети;
- обробка в автоматичній проявочній машині;
- зарядка нової плівки в касету для наступного експонування .

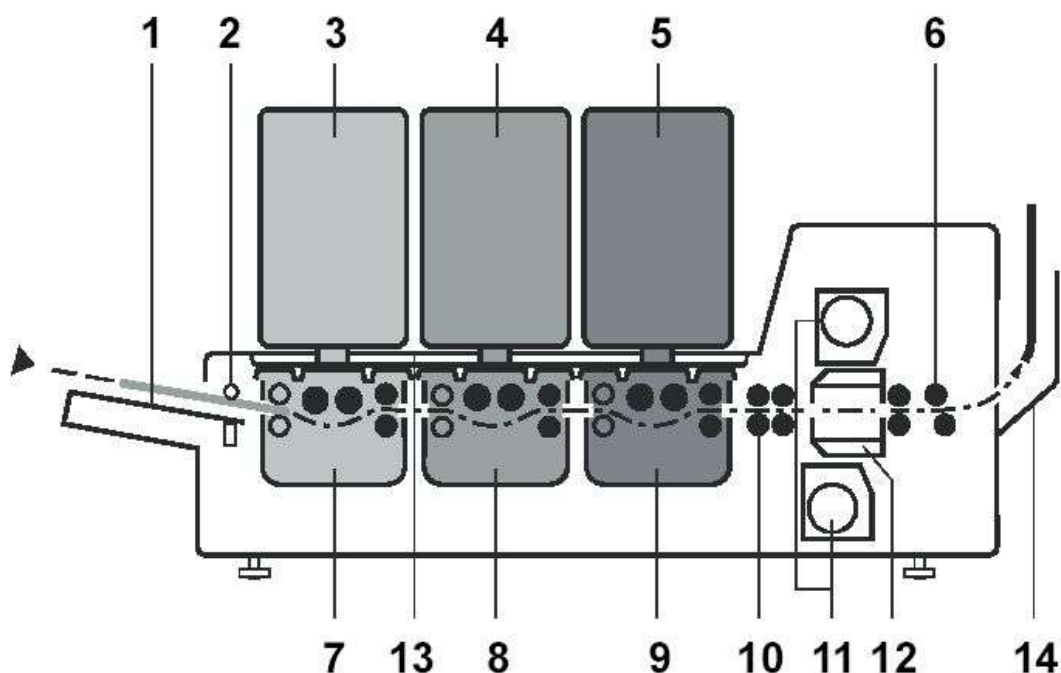




2.6. Автоматичні проявочні машини

Принцип роботи автоматичних проявочних машин розглянемо на прикладі проявочної машини концерну «Агфа» CP1000 для автоматизованої обробки плівок в рентгенівських лабораторіях.





1. –Приймальний лоток вхідної плівки
2. -Датчик (сканер) плівки для відновлення розчинів і включення сушки
3. -Резервуар для проявника х 5 л
4. -Резервуар для фіксажу х 5 л
5. -Резервуар для води х 5 л
6. -Блок вихідних роликів сушки
7. -Ванночка з проявником (0 . 9 л)
8. -Ванночка з фіксажем (0 . 9 л)
9. -Ванночка з водою (0 . 9 л)
- 10.-Вхідні розподільчі ролики сушки
- 11.-Вентилятори сушки
- 12.-Інфракрасная сушка
- 13.-Кришка машини
14. – Приймальний лоток для вихідної плівки

Ручний метод проявки з контролем часу і температури

Проявлення з контролем часу і температури є ефективним методом перетворення прихованого зображення в діагностичну рентгенограму. Ця методика має провідне значення для відділень, які ще не мають в своєму розпорядженні автоматичних проявочних машин.

Проявляючі розчини найефективніше діють лише в порівняно вузькому температурному діапазоні. При температурі, що нижче деякі хімікати діють дуже поволі і діють так, що можливі не допроявки або недофіксовані рентгенограми. При температурі ж вище рекомендованою, активність розчинів стає настільки високою, що не піддається контролю ручним процесом. Крім того, висока температура веде до розм'якшення емульсії і її пошкодження.

Тому не слід відхилятися від температур, що рекомендуються виробником.

Користуватися температурним режимом, що рекомендується, слідує з

кількох причин: по-перше, при цьому виходять якнайкращі сенситометричні результати, а саме контрастність і чутливість плівки при мінімальній вуалі. По-друге, оптимізований час проявки і, в третіх, сучасні пристрої підігріву і охолодження дозволяють надійно підтримувати температуру.

В процесі обробки плівки підтримують температури, що рекомендується, що дозволяє отримати якнайкращі сенситометричні характеристики, а також ті вигоди, які дає стандартизація часу проявки, фіксації і промивання.

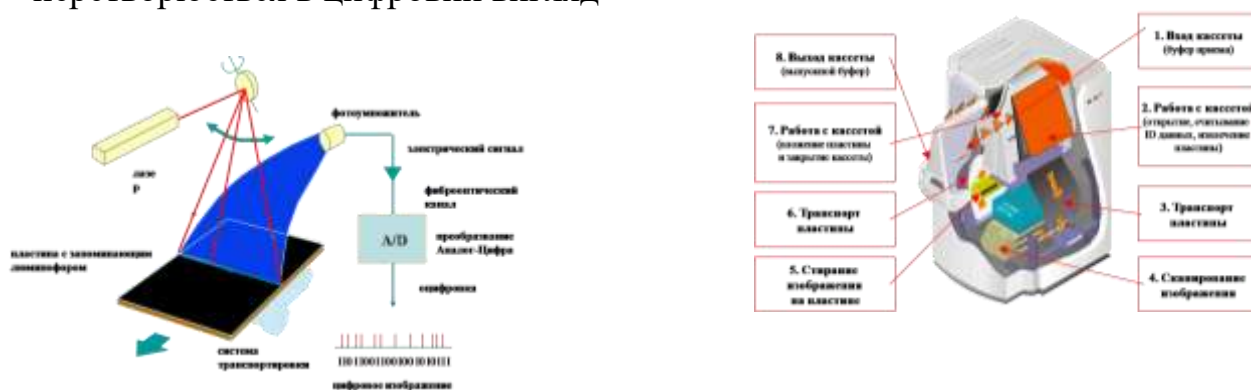
У тих же випадках, коли доводиться працювати з розчинами при іншій температурі, чим та, що рекомендується виробником, але ще знаходиться в допустимих межах, необхідно в процес прояву вносити певні корективи. До них відносяться подовження або скорочення часу проявки залежно від температури і забезпечення свіжого фіксуючого розчину.

У міру підвищення температури проявника час проявки зменшується і навпаки. Залежність часу проявки від температури розчину називається **проявкою з контролем часу і температури.**

Подібний метод проявки вимагає особливої уваги, мистецтва і досвіду. Різний ступінь акомодатції зору і низький рівень освітленості в фотолабораторії, а також непрозорість ще нефіксованого, знімка роблять контроль скрутним і не виключають помилок. Коли час і температура проявки підтримуються відповідно до рекомендацій виробника, недостатня щільність знімка обумовлюється недоекспонуванням, а не недопроявленням, і навпаки, підвищена щільність є наслідок переекспонування, а не перепроявлення. Знання цього факту дозволяє правильно скоректувати експозицію. Існує і проблема, пов'язана з ситуацією, коли переекспонування при візуальному проявці намагаються компенсувати недопроявленням, щоб отримати прийнятний знімок. Щоб не допустити переопромінення хворого і втрати якості зображення використовують метод проявки з контролем часу і температури. Час проявки, що рекомендується, виходячи з температури: **15,5°C - 8,5 сек; 18,5°C - 8 сек; 20° C - 5 сек ; 21° C - 4,5 сек; 24° C - 3,25 сек**

2.7. Обробка зображення з цифрових касет

Обробка зображень з цифрових касет показано на принципі роботи **дигитайзера**(оцифровщика) так з аналогового носія інформація перетворюється в цифровий вигляд



2.8. Регламент обслуговування та наладки

Догляд і зберігання екранів і касет

Важливим моментом роботи з касетами і екранами є перевірка щільності їх прилягання. Погане прилягання екранів до плівки погіршує якість зображення на знімку, якщо між плівкою і екраном зберігається зазор, світло, що витікає від екрану, розповсюджується в сторони від тієї ділянки плівки, яка винна в цьому місці щільно прилягати до екрану. Погане прилягання плівки і екранів в основному викликається наступними причинами:

- ◇ повітряною кишенею між плівкою і екраном;
- ◇ чужорідними частинками на екрані і плівці;
- ◇ пошкодженнями касети або її засувки.

Порушення контакту плівки і екранів в касеті може відбуватися поступово і стає помітним, лише коли досягає значного ступеня, тому потрібно регулярно в плановому порядку перевіряти якість цього контакту. Найпростіший спосіб - рентгенографія металевої сітки покладеною зверху на касету. Знімок сітки розглядається потім з відстані 2-3 м, при цьому ділянки поганого прилягання мають вид темних плям на знімку. При розгляді ж поблизу ділянки сітки в цих місцях виглядають нечіткими, розмитими.

Підсилюючі екрани всіх поколінь крихкі. Їх не можна піддавати вигинам, ударам. При зарядці і розрядці касет необхідно стежити, щоб гострі кути плівки не ушкоджували поверхню екранів. Касети і підсилюючі екрани завжди винні знаходитися у вертикальному положенні. Видалення пилу з поверхні екранів допускається тільки плоскою м'якою кистю або м'якою ганчіркою (фланеллю).

Приблизно 1 раз на 10 днів необхідно оглядати екрани. Допускається для застосування в роботі наявність у країв екранів подряпин, плям, горбків або западин, але на відстані не більше 5 мм від краю екрану в кількості не більш 2х - на екранах розмірами 13×18, 18×24, 15×40. А на екранах 24×30, 30×40, 35×35 - в межах смуги не більш 10мм від краю екрану, кількістю не більш 3-х.

Висновки

На даній лабораторній роботі детально вивчено рентгенівські фотоплівки, їх призначення, методи реєстрації зображення на плівку. Ознайомилися із різними видами плівок та рентгенографічними комплексами, мамографічними касетами та екранами. Проведені розрахунки параметрів плівок, екранів, комплексів та касет. Розглянуто принципи фотохімічної обробки рентгенівських плівок, автоматичне проявлення знімків, контроль якості, а також принципи побудови та робота автоматичних проявочних машин.

**Міністерство освіти і науки, молоді та спорту України
Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут»**

Кафедра виробництва приладів

**Розрахунково-графічна робота
з дисципліни “ Променева техніка ”**

на тему_____

Допущений до захисту

“ _____ ” _____ 2011р

Захищена з оцінкою:

“ _____ ” _____ 2011р

Виконав:

студент _____

група

Залікова книжка № _____

Викладач

доцент М.Ф.Терещенко

2011р.

Національний технічний університет України
"Київський політехнічний інститут"

Кафедра виробництва приладів

Дисципліна Променева техніка

Спеціальність: 6.090900- медичні прилади і системи

Курс IV

Група ПБ -

Семестр VII

ЗАВДАННЯ
на розрахунково-графічну роботу студента

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. **Тема роботи:** Назва приладу або блока. Розробка структурної, принципіальної і функціональної схеми роботи апарату (системи ,блока) та промнєвий , електричний та інші розрахунки основних параметрів.

2. **Дата здачі** студентом закінченої роботи 23 листопада 2011 р.

3. **Вихідні дані** до роботи: документація до апарату (системи ,блоку, пристрою), фізична модель проходження іонізуючого променя, розрахунковий блок та захист від проникаючої радіації.

4. **Зміст розрахунково-пояснювальної записки** (перелік питань, які підлягають розробці): *Вступ. 1.Огляд та аналіз діючих апаратів. Патентний пошук. Аналіз і класифікація апаратів(блоків). 2.Вибір і обґрунтування структури та конструкції апарату . 3.Вибір та обґрунтування технічного розрахунку структурних та принципіальних схем на апарат чи блок. 4.Конструктивне вирішення апарату, блока чи системи. 5.Розрахунок електричної принципіальної схеми проектного блока та променевого тракту, коефіцієнтів підсилення, фільтрації, зменшення розсіяного впливу випромінювального тракту. 6.Алгоритм чи програма роботи апарату. 7.Розробка методики повірки апарату. 8.Метрологічніприлади та установки. 9.Контроль точності вимірювання чи генерації сигналів. 10.Висновки.*

5. **Перелік графічного матеріалу** (з точним зазначенням обов'язкових креслень) :

креслення апарату його структурна, функціональна та принципіальна схеми(системи ,блока ,апарата чи деталі (2 А1),структурна,функціональна та принципіальна схеми (А1), блока чи вузла (А2),складальне креслення конструкція апарату чи вузла (А2), його деталювання (А2), схема методики повірки (А2).

6. **Дата видачі** завдання 01 вересня 2011 р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ п/п	Назва етапів розрахунково-графічної роботи	Строк виконання етапів роботи	Примітки
	Видача та узгодження завдання.	01.09.2011	
	Вступ.	04.09.2011	
1.	Патентний пошук. Аналіз і класифікація апаратів.	09.09.2011	
1.1	Структура і конструкція апаратів , блоків та вузлів.	11.09.2011	
1.2	Технічні характеристики апарату чи вузла.	14.09.2011	
1.3	Обґрунтування вибору такого апарату, блоку чи вузла.	18.09.2011	
2.	Вибір і обґрунтування розрахункової структури, конструкції.	21.09.2011	
2.1	Функціональні схеми блоків та апарату.	23.09.2011	
2.2	Розрахунок принципіальних схем блоків та апарату.	25.09.2011	
2.3	Розрахунок параметрів конструкція блоків апарату.	27.09.2011	
3.	Вибір , обґрунтування та розрахунок вузла.	30.09.2011	
4.	Фізична модель та розрахунок променевого тракту.	03.10.2011	
4.1	Порівняльний аналіз технічних параметрів вузлів.	06.10.2011	
4.2	Технічні та технологічні властивості матеріалу вузла.	08.10.2011	
4.3	Конструктивні особливості вузлів.	10.10.2011	
5.	Електричні та променеві параметри випромінювачів.	12.10.2011	
5.1	Розрахунок оптичних чи других схем блоків та апарату.	14.10.2011	
5.2	Розрахунок променевого тракту.	16.10.2011	
6.	Розрахунок коефіцієнта підсилення чи випромінювання.	18.10.2011	
6.1	Виділення корисного сигналу променевого тракту	20.10.2011	
6.2	Розрахунок коефіцієнта радіаційного захисту.	23.10.2011	
7.	Розробка алгоритму методики перевірки	26.10.2011	
8.	Метрологічні установки..	29.10.2011	
9.	Розробка робочого місця повірителя та схеми перевірки.	01.11.2011	
10.	Контроль значення параметру та похибка вимірювання.	05.11.2011	
10.1	Показники точності .	10.11.2011	
10.2	Контрольно-вимірювальні прилади. Метрологія.	12.11.2011	
11.	Алгоритми роботи приладу.	14.11.2011	
12	Висновки	20.11.2011	

Студент _____
(підпис)
(прізвище, ім'я, по батькові)

Керівник _____ доцент Терещенко Микола Федорович
(підпис)
(прізвище, ім'я, по батькові)

01 вересня 2011 року.

Теми завдань для розрахунково-графічної роботи

1. Променева діагностична система.
2. Апарат рентгенівський діагностичний переносний «Арман-1»
3. Комп'ютерний томограф (КТ)
4. Флюорограф .
5. Апарат рентгенівський дентальний стаціонарний
6. Апарати для променевої терапії переносний
7. Мамограф.
8. Передвижні апарати типу «С-дуга»
9. Палатні рентгенодіагностичні апарати.
10. Рентгенодіагностичні комплекси загального призначення.
11. Рентгенівські апарати для урології.
12. Апарати для ангіографії
13. Рентгенівські апарати для кісткової денситометрії.
14. Апарат рентгенодіагностичний цифровий.
15. Цифровий флюорограф.
16. Променевий інтроскоп для комплексної діагностики щитовидної залози
17. Негатоскопи
18. Малодозований плів очний флюорограф
19. Рентгенівський пристрій живлення
20. Томограф панорамний
21. Апарат для панорамної рентгенографії
22. Передвижний рентгенохірургічний апарат
23. Електронна система візуалізації рентгенівського зображення.
24. Магніто-резонансний томограф (МРТ).
25. Цифровий перетворювач рентгенографічного зображення.
26. Цифровий сканер для рентгенівської плівки.
27. Автоматична про явочна машина.
28. Обладнання для контролю характеристик РДА.
29. Метрологічне забезпечення для повірки РДА.
30. Рентгенівський апарат для літотріпсії.
31. Підсилювач рентгенівського зображення.
32. Апарат для близько дистанційної рентгенотерапії.
33. Апарат для далеко дистанційної рентгенотерапії.
34. Апарати для лікування радіонуклідами.
35. Рентгенівські випровінювачі.
36. Моноблоки.
37. Діафрагми і растри.
38. Рентгеноскопи.
39. Автоматичний рентгеноекспонometr.
40. Електронно-оптичний блок.
41. Ортопантомограф.

Питання до ЕКЗАМЕНАЦІЙНИХ БІЛЕТІВ

1. Класифікація засобів та пристроїв променевої техніки .
2. Рентгенівські діагностичні апарати (РДА). Флюорографи.
3. Стабілізація яркості рентгенівського зображення. Системи установок РДА при знімку.
4. Особливості іонізаційного випромінювання, та їх місце в системі медичної діагностики , візуалізації та лікуванні
4. Прилади та апарати променевої терапії. Принципи радіаційної онкології.
6. Пристрої для контролю РДА в умовах експлуатації.
7. Формування рентгенівського випромінювання та його особливості поширення в біологічних тканинах.
8. Компенсація падіння напруги в режимі падаючої навантаження рентгенівської трубки.
9. Принципи розміщення та санітарно-гігієнічні нормативи роботи променевої техніки..
10. Рентгенівський випромінювач - трубка, моноблок, випромінювач. Джерела живлення. Перетворювачі та пристрої формування рентгенівського випромінювання.
11. Мамографи. Дентальні рентгенографічні апарати. Апарати для урології та ангіографії.
12. Методика розрахунку елементів головного ланцюга апарату.
13. Перетворювачі та пристрої формування рентгенівського випромінювання.
14. Комп'ютерні томографи (КТ). Апарати для кісткової денситометрії..
15. Вихідні характеристики РДА та параметри зображення..
16. Перетворювачі рентгенівського зображення. Візуалізація та параметри аналогового рентгенівського зображення.
17. Рентгенотелевізійні системи . Ангіографія. Кольорові рентгенограми.
18. Вимірювання електричних та радіаційних характеристик РДА.
19. Принципи цифрової візуалізації.. Основні енергетичні, просторові, градаційні та часові характеристики цифрового зображення.
20. Променеві системи з додатковою обробкою зображень. Підсилювачі яркості та перетворювачі зображення.
21. Обладнання і організація роботи рентгенівського кабінету.
22. Принципи фотохімічної обробки рентгенівських плівок. Автоматичне проявлення знімків та контроль якості. Автоматичні проявочні машини..
23. Головний ланцюг живлення. Трифазна мостова схема випрямлення. Схеми з зрівнюючою ємністю. Однофазна схема випрямлення.
24. Пристрої для контролю РДА в умовах експлуатації. Особливості контролю спеціалізованої апаратури.
25. Реєстрація зображень на плівку. Види плівок. Фізико-хімічні процеси проявлення. Якість рентгенографічного зображення..

26. Однофазні високовольтні трансформатори і випрямлячі.
27. Стаціонарні та індивідуальні засоби радіаційного захисту.
28. Контраст. Чіткість. Квантована п'ятнистість. Артефакти. Негатоскопи. Ліхтарі.
29. Компенсація падіння напруги на первинній стороні високовольтного трансформатора.
30. Радіаційна безпека персоналу, населення та пацієнтів. Контроль за радіаційною безпекою променевої техніки.
31. Швидкість поширення променя в біологічних тканинах, їх відображення та заломлення. Щільність та глибина і їх вплив на проходження променя.
32. Формування поля випромінювання. Діаграми та відсіюючі решітки. Рентгеноекспонетричні прилади. Таблиці експозиції.
33. Захист від нерадіаційних факторів (електробезпека).
34. Затухання та артефакти в біологічних середовищах. Якість рентгенографічного зображення. Фіксація електронних цифрових зображень.
35. Управління напругою на вторинній стороні високовольтного трансформатора. Регулювання струму рентгенівської трубки. Система установок рентгенодіагностичного апарату.
36. Монтаж та обслуговування променевої техніки.
37. Електронні засоби візуалізації рентгенівських зображень. Принципи побудови електронних приймачів зображень та методика їх дослідження.
38. Системи візуалізації рентгенівського зображення. Рентгенографія, флюорографія, електрорентгенографія. Рентгеноскопія.
39. Підготовка апарату до роботи.. Контроль технічного стану та ремонт.
40. Системи візуалізації рентгенівського зображення. Рентгенографія, флюорографія, електрорентгенографія. Рентгеноскопія.
41. Ударне випромінювання. Якісна оцінка випромінювання. Взаємодія випромінювання з речовиною. Принцип побудови звичайних рентгенівських систем.
42. Монтаж апарату. Міри техніки безпеки.
43. Автоматичні реле експозиції. Включення експонетра в головний ланцюг апарату. Стабілізація яркості рентгенівського зображення.
44. Несправність штативних пристроїв. Несправність підсилювачів та замкнутих телевізійних систем рентгенівського зображення . Пошук неполадок.
45. Принципи побудови ,функціональні і принципіальні схеми апарата рентгенівського діагностичного переносного «Арман-1» (8ЛЗДФ) .
46. Комп'ютерні томографи (КТ). Системи гама-зображень.
47. Методика розрахунку первинних елементів головного ланцюга апарату. Високовольтні трансформатори і випрямлячі.
48. Метрологічне забезпечення променевої техніки.
49. Принципи побудови і робота джерел рентгенівського

випромінювання: рентгенівської трубки, моноблоки.

50. Регулювання напруги , струму та часу витримки в рентгенодіагностичних апаратах. Комутація напруги на рентгенівській трубці.

51. Апаратна та нормативна база метрологічного забезпечення променевої техніки.

52. Принципи побудови, структурні схеми джерел живлення, керування та експозиції РДА. Розрахунок параметрів головного ланцюга апарату.

53. Палатні та пересувні апарати. Апарати типа « С-дуга» .

54. Система установок РДА. Таблиці експозицій.

55. Дослідження параметрів радіаційної обстановки: послаблення гамма-випромінювання. Радіометр «Припять». Порядок вимірювання та визначення доз опромінення.

56. Мамографія. Панорамна техніка. Лінійна томографія. Системи гама-зображень.

57. Штативи та допоміжні пристрої рентгенодіагностичних апаратів. Штативи для загальної діагностики. Штативи з дистанційним управлінням.

58. Фотографічні приймачі зображення . Дослідження характеристик підсилюючих екранів, касет. Рентгенівських плівок.

59. Принципи розміщення та санітарно-гігієнічні нормативи роботи променевої техніки.

60. Перспективні напрямки розвитку променевої техніки. Використання комп'ютерних технологій в променевої техніці.

ЛІТЕРАТУРА

1. Хараджа Ф.Н. Общий курс рентгентехники.-Изд. 2 перераб. и доп. Учебное пособие для вузов .Госэнергоиздат. М-Л.: 1956.-564 с.
2. Променева діагностика: [В 2 т.] / Коваль Г.Ю. та ін.; За ред. Г.Ю.Коваль. - К.: Орбіс, 1998г.
3. Линденбратен Л.Д., Королюк И.П. Медицинская радиология и рентгенология (основы лучевой диагностики и лучевой терапии): Учебник –М.: Медицина, 1993-560 с., ил.
4. Системы отображения в медицине/ Абакумов В.Г., Рыбин А.И., Сватош Й. , Синекон Ю.С. , - К.: Юниверс, 2001.-336.,ил.224.
5. Осипов Л.В. Ультразвуковые диагностические приборы: Практическое руководство для пользователей. - М.: Видар, 1999. – 256 с.: ил.
6. Техника и методика физиотерапевтических процедур (справочник) / Под ред. В.М.Богомолова. Тверь: Губернская медицина, 2002. И. 403, с 408
7. Рентгенодиагностические аппараты / Блинов Н.Н. и др.; Под ред . Н.Н. Блинова. – М.: Медицина , 1976 г. – 240с.: ил.

8. Чалий О.В., Агапов Б.Т., Меленевська А.В., та ін.. Медична і біологічна фізика: Підручник для студентів вищих медичних закладів освіти III-IV рівнів акредитації.-К.: ВІПОЛ, 2001.-415с.; рис.186.
9. Ключев В.В., Соснин Ф.Р. Теория и практика радиационного контроля: Учеб. пособие для студ. вузов – М.: Машиностроение, -1998. – 170 с. ил.
10. Голубев Б.П. Дозиметрия и защита от ионизирующих излучений: Учебник для вузов / Под ред.. Е.Л. Столяровой. - 4-е изд., перераб. и доп. – М.: Энергоатом издат., 1986. – 464 с.: ил.
11. Основы рентгенодиагностической техники (Под ред. Н.Н.Блинова: Учебное пособие. – И.:Медицина, 2002 – 392 с.: ил.
12. Ройтберг Г.Е., Струтынский А.В. Лабораторная и инструментальная диагностика заболеваний внутренних органов–М.:ЗАО“Издательство БИНОМ”,1999г.–622 с.:ил.
13. Эксплуатация и ремонт рентгенодиагностических аппаратов / Под ред. Н. Н. Блинова.-М.: Медицина, 1985.-256с.: ил.
14. Чалий О.В. та ін. Медична і біологічна фізика. Практикум.-К.: Книга плюс. 2003.-217 с.: мал. 66.
15. Рентгентехника : Справочник. В 2-х кн../ Под ред. В.В. Ключева.- М.: Машиностроение , 1980 – Кн. 1 и 2.
16. Константинов М.П., Журбенко О.А. Радіаційна безпека: Навчальний посібник.- Суми: ВТД «Університетська книга» , 2003. - 151 с.: ил.
17. Медицинская электронная аппаратура для здравоохранения: Пер. с англ./Л. Кромвелл, М. Ардитти, Ф. Вейбелл и др.; Пер. Под ред. Р. И. Утямышева.- М.: Радио и связь, 1981.-344 с., ил.
18. Джейкокс Дж. Руководство по поиску неисправности в электронной аппаратуре: Пер. с англ. – М.: Мир, 1989.-176 с., ил.
19. Пиццуттиелло Р.,Куллинан Дж. Введение в медицинскую рентгенографию : Пер с англ..-Компания Истман Кодак, Нью Йорк, 1985.-222 с., ил.
20. Сиднев Д.А. Физико-технические основы лучевой диагностики и радиационная защита.- К.: Полиграф, 2005.0204 с.
21. Аппарат рентгеновский диагностический переносный «Арман-1» (8ЛЗ-ДФ).-Техническое описание и инструкция по эксплуатации.-Актюбинск : Завод «АКТЮБРЕНТГЕН».-1971.
22. Календер В. Компьютерная томография. Основы , техника, качество изображений и области клинического использования.-Москва: техносфера, 2006.-344с.: ил.
23. <http://www.technosphaera.ru>
24. <http://www.fips.ru>
25. [http:// ru.espacenet.com](http://ru.espacenet.com)
26. <http://www.ukrpatent.com>
27. <http://www.kafvp.kpi.ua>